



**Joana Isabel Serrão Simões**

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica

***Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto***

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

Orientador: José Pedro Miragaia Trancoso Vaz, Doutor,  
Investigador Principal com Agregação do Instituto  
Superior Técnico

Co-orientador: Ana Paula Rei Madeira Ribeiro, Mestre,  
Técnica de Radiologia no Hospital de São José

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário Forjaz Secca Doutor

Arguente: Luís Manuel Carvalho Freire

Vogais: Prof. Doutor José Pedro Miragaia Trancoso Vaz  
Mestre Ana Paula Rei Madeira Ribeiro



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Dezembro 2013**





**Joana Isabel Serrão Simões**

Licenciatura em Ciências da Engenharia Biomédica  
Departamento de Física

***Simulações Monte Carlo da redução da  
dose no cristalino e na tiroide em  
exames de Tomografia Computorizada  
utilizando proteções de bismuto***

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia Biomédica

Dissertação apresentada na Faculdade de  
Ciências e Tecnologia da Universidade  
Nova de Lisboa para obtenção de Grau de  
Mestre em Engenharia Biomédica.

A presente dissertação foi desenvolvida  
com colaboração do Campus Tecnológico  
e Nuclear e do Hospital de São José.

Orientador: Doutor Pedro Vaz

Orientador: Mestre Paula Madeira



# Copyright

**Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto.**

Copyright©2013 – Todos os direitos reservados. Joana Isabel Serrão Simões.

Faculdade de Ciências e Tecnologias. Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologias e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



*“If I can see farther, it is because I leaned on the shoulders of giants” – Isaac Newton*

*“ A persistência é o menor caminho do êxito”- Charlie Chaplin*





# AGRADECIMENTOS

As primeiras palavras de agradecimentos vão para os meus orientadores desta tese, Dr. Pedro Vaz e Mestre Paula Madeira, a quem me cabe exprimir sincero reconhecimento por todo o empenho demonstrado. Deles recebi amizade, conselhos, sugestões e disponibilidade, que tornou mais aliciante a elaboração deste projecto.

Aos meus colegas do CTN (Campus Tecnológico e Nuclear), Mónica, Filipa, Mariana, Yuri, Salvatorre, Catarina e Pedro Teles, pelos bons momentos, pelos precisos apoios na utilização do *software*, e pela disponibilidade constante. Em particular, agradeço à Ana Belchior por todos os conselhos, ajudas extraordinárias e milagrosas, pela sua boa disposição (que me proporcionou inúmeras gargalhadas), pela sua vontade de ensinar e pela sua excelente capacidade de entre ajuda; sem ela teria sido um percurso mais árduo. Destaco ainda aqueles que me disponibilizaram os seus computadores, para realizar a computação (Sílvia, Vanda e Bruno- Informática).

Grata me sinto também à minha colega de gabinete, Vanessa de Sousa, pelo apoio, por todos os momentos de pura descontração, amizade, companheirismo e união que desenvolvemos.

Um obrigado ainda à Ana Fernandes, que me proporcionou o “baptismo” com o equipamento de TC, no Centro Hospitalar de Leiria, por toda a troca de ideias e pela prontidão demonstrada.

Agradeço ao Centro Hospitalar de Lisboa Central, à Área de Diagnóstico por Imagem, que permitiram a realização da componente prática em meio hospitalar, no Serviço de Imagiologia do Hospital de São José, Lisboa, nomeadamente à Engenheira Catarina Simões e à Técnica Filomena (cedência protecções Bismuto).

Reforço ainda, um enorme agradecimento ao Coordenador/ Professor Mário Secca por todos os ensinamentos ao longo deste percurso académico. Sem Ele Biomédica não existia. Obrigado professor!

Aqueles amigos que me são mais próximos, também quero dirigir uma palavra de apreço, pela paciência nas alturas de desespero, fraqueza e nas explosões de alegria por novas

descobertas ou concretização de objectivos. A vós, Ana Catarina Franco, Mónica Silva, Andreia Fernandes, Joana Almeida, Jaky Gomes, Rui S. e Pedro Dinis um enorme obrigado por todo o apoio e amizade.

Às minhas colegas de casa, Joana Lourenço e Sandra Antunes pela forma como souberam compreender as minhas crises existências e daí me animavam, com tantos bons momentos descontraídos.

À Daniela Vieira pela disponibilidade e prontidão demonstrada afim de colaborar em pequenos pormenores, que no fundo se tornavam muito importantes.

Aos meus pais e irmão (Raúl), que foram, sem dúvida aqueles que mais sentiram a evolução deste trabalho pela companhia que não lhes fiz fora das “horas de expediente”. Porém, recebi sempre compreensão, incentivo e apelos à coragem para que não desistisse de lutar e trabalhar. Sem eles nada neste percurso académico teria sido possível. Um enorme enorme obrigado!

Por último, agradeço aos demais, amigos, família e conhecidos, que se cruzaram comigo e/ou me ajudaram quer profissional quer emocionalmente nesta fase tão importante da minha vida.

Um Grande Obrigado a todos!

Joana Isabel Serrão Simões



# RESUMO

Nas últimas três décadas verificou-se um aumento significativo da exposição dos pacientes à radiação ionizante no contexto das aplicações médicas, consequência das notáveis evoluções tecnológica e médica. A disseminação da Tomografia Computorizada (TC) torna-a, actualmente, uma das práticas radiológicas médicas mais importantes. [1]

Este método imagiológico permite obter diagnósticos cada vez mais precoces e exatos. Porém, a dose a que o paciente está sujeito neste exame é muito superior comparativamente a outras práticas radiológicas médicas convencionais. [1] Portanto o aumento da dose colectiva e da dose para o paciente constituem um problema de Saúde Pública que inquieta os especialistas nos países desenvolvidos, havendo assim necessidade de avaliar e quantificar a exposição a radiações ionizantes bem como os seus efeitos biológicos. [1-2]

A presente dissertação de mestrado pretende estudar a redução da dose em órgãos sensíveis durante exames de TC, à luz do princípio da Optimização, um dos pilares do sistema internacional de Protecção Radiológica [2]. No trabalho a desenvolver, em primeira instância, mediu-se a dose em dois órgãos radiosensíveis, tireoide e cristalino, com e sem a utilização das protecções de bismuto. De realçar que as protecções em causa, foram centradas na parte superior do fantoma, alinhadas com o feixe de raios X do equipamento de TC. Seguidamente foi desenvolvido e implementado um modelo computacional e foi efectuada a sua validação por comparação dos resultados computacionais obtidos com as medições efectuadas.

A avaliação da redução da dose para o paciente será efectuada à luz, do princípio ALARA (do inglês- *As Low As Reasonably Achievable*). Este princípio subsidiário do princípio da Optimização previamente referido permite decidir quão baixa uma redução de dose é razoavelmente aceitável, mantendo a qualidade da imagem (QI) requerida para efeitos de diagnóstico [1, 3, 4, 5].

Além das medições efectuadas em meio hospitalar utilizando um tomógrafo, fantasmas apropriados e equipamento de detecção de radiação (câmaras de ionização) foi também efectuada a modelação e simulação por métodos Monte Carlo do sistema (tomógrafo, fantoma e câmara de ionização). O programa de simulação por métodos Monte Carlo PENELOPE, representativo do estado da arte computacional foi utilizado para simular o transporte de partículas nos materiais. A geometria e materiais constituintes do sistema e a distribuição em energia da radiação X emitida pelo tomógrafo foram implementadas em PENELOPE v.2008. As doses de radiação ionizante em órgãos sensíveis foram estimadas a partir das simulações Monte Carlo efectuadas e a redução da dose devido à utilização das protecções de bismuto foi avaliada. A intenção de realizar este estudo decorre da inexistência de estudos consensuais [6, 7, 8, 9] acerca do binómico redução de dose versus qualidade da imagem recorrendo à utilização de protecções de bismuto.

**Palavras-chave:** Protecção Radiológica, optimização, dose, bismuto, Tomografia Computorizada, simulações Monte Carlo



# ABSTRACT

In the last three decades there has been a significant increase in the exposure of patients to ionizing radiation in the context of medical applications, a result of remarkable technological and medical developments. The spread of Computed Tomography (CT) makes it currently one of the most important medical radiological practices.

This method allows to obtain an increasingly early and accurate diagnostic imaging. However, the dose to which the patient is subject to this examination is much higher compared to other conventional radiological practice. Therefore increasing the dose to the patient and the collective dose is a Public Health concern for experts and decision makers, pinpointing the need to assess and quantify the exposure to ionizing radiation and its biological effects. [1-2]

This dissertation aims at studying the dose reduction in sensitive organs during CT examinations in the light of the principle of optimization, a pillar of the international system of radiological protection. In this study, measurements of the dose in two radiosensitive organs, the thyroid and the lens of the eye, with and without using bismuth shields were initially performed. Note that the shields concerned were centered on top of the phantom aligned with the X-ray beam of the CT scanner equipment. Afterwards a computational model developed and implemented and its validation was performed comparing the obtained computational results with the measurements.

The evaluation of dose reduction to the patient will be made considering the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle subsidiary to the aforementioned principle of optimization. The assessment of the reasonably achievable and acceptable dose reduction was performed, in view of the image quality (IQ) required for diagnosis [1, 3, 4, 5].

In addition to the measurements undertaken in a hospital using a CT scanner equipment, phantoms and radiation detection equipment (ionization chambers) Monte Carlo modeling and simulation methods were used to describe the geometry and constituent materials of the system (scanner, phantom and ionization chamber). The state-of-the-art Monte Carlo simulation program PENELOPE v.2008 was used to perform particle transport simulation in the materials. The geometry and material composition of the system and the energy distribution of X-ray radiation emitted by the scanner were implemented in PENELOPE. The ionizing radiation doses in sensitive organs were obtained from Monte Carlo simulations and the dose reduction due to the use of bismuth shields was evaluated.

The motivation for conducting this study stems from the lack of consensual studies [6, 7, 8, 9] about dose reduction versus image quality using bismuth shields.

**Keywords:** Radiological Protection, optimization, dose, bismuth, Computed Tomography, Monte Carlo simulations



# ÍNDICE MATÉRIAS

---

ÍNDICE MATÉRIAS .....	xiv
ÍNDICE FIGURAS .....	xvii
ÍNDICE TABELAS .....	xx
LISTA ACRÓNIMOS .....	xxii
1. INTRODUÇÃO .....	1
1.1 Enquadramento .....	1
1.2 Estrutura da Tese .....	4
1.3 Estado de Arte .....	5
2. IMAGEM POR TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA.....	9
2.1 Gerações da TC .....	9
2.1.1 Primeira e Segunda Gerações .....	9
2.1.2 Terceira e Quarta Gerações.....	11
2.1.3 Quinta Geração .....	12
2.1.4 Sexta Geração.....	12
2.1.5 Sétima Geração (Multicorte) .....	12
2.1.6 Componentes TC Multicorte.....	13
2.2 Componentes de um equipamento de Tomografia Computorizada .....	15
2.2.1 Escala Hounsfield.....	16
2.2.2 Vantagens e Limitações da TC .....	17
3. PROTECÇÃO RADIOLÓGICA E DOSIMETRIA .....	19
3.1 Efeitos Directos e Indirectos.....	19
3.2 Efeitos Estocásticos e Determinísticos .....	20
3.3 Radiossensibilidade.....	21
3.3.1 Tiroide e Globo Ocular .....	22
3.4 O Sistema Internacional de Protecção Radiológica .....	24
3.5 Grandezas radiométricas e dosimétricas .....	24
3.5.1 Grandezas Radiométricas .....	24
3.5.2 Grandezas Dosimétricas .....	25
3.6 Grandezas dosimétricas em Tomografia Computorizada.....	28
3.6.1 DPI.....	28
3.6.2 Índices de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI) .....	29
3.6.3 CTDI <sub>w</sub> .....	29
3.6.4 <i>Pitch</i> (Passo) .....	30
3.6.5 CTDI vol.....	30
3.6.6 Produto Comprimento-Dose (DLP) .....	30
3.6.7 Valor Médio da dose para Múltiplos Disparos (MSAD) .....	30



3.7	Dose no paciente.....	31
3.7.1	Valores típicos de dose .....	31
3.7.2	Factores que influenciam a dose em TC.....	32
4.	MEDIÇÕES .....	35
4.1	Materiais e Métodos .....	35
4.1.1	Fantoma de cabeça.....	36
4.1.2	Câmara de Ionização e Electrómetro .....	37
4.2	Protecções de Bismuto .....	37
4.2.1	Cristalino e Tiróide.....	38
4.3	Equipamento de TC.....	39
4.3.1	Valores Obtidos nas Medições.....	39
4.3.2	ATENUAÇÃO DAS PROTECÇÕES DE BISMUTO .....	43
4.3.3	Incertezas associadas às medições.....	44
5.	SIMULAÇÕES POR MÉTODOS MONTE CARLO .....	49
5.1	Conceitos Básicos .....	49
5.2	O Programa PENELOPE .....	51
5.2.1	Estrutura e operação do código PENELOPE.....	51
5.3	Incertezas Estatística em Monte Carlo.....	53
5.4	Fantomas de <i>Voxel</i> .....	54
5.5	Implementação do modelo do Tomógrafo e do “ <i>setup</i> ” de medições.....	55
5.5.1	Definição da fonte de raios-X .....	55
5.5.2	Definição dos materiais e das geometrias .....	56
5.6	Metodologia .....	59
6.	RESULTADOS COMPUTACIONAIS .....	61
6.1	Normalização para unidade de dose.....	61
6.2	Valores obtidos nas simulações e sua Análise .....	63
6.2.1	SEM PROTECÇÕES DE BISMUTO .....	63
6.2.2	COM PROTECÇÕES DE BISMUTO .....	64
6.3	Incertezas associadas .....	67
7.	CONCLUSÕES .....	69
8.	BIBLIOGRAFIA .....	71
9.	ANEXOS .....	73
A.	Código Sem Protecções Bismuto, exemplo .....	73
B.	Dados Resultantes do Ficheiro .in .....	81
B.1	Sem Bismuto, exemplo, para um número de partículas de 1,7E+09.....	81



# ÍNDICE FIGURAS

Figura 1 – Distribuição percentual da exposição à radiação nos EUA [43].....	1
Figura 2 – Diversas categorias de exposição à radiação em 2006 nos EUA [43].....	2
Figura 3 – Evolução do número de TC's até ao ano 2006 [44].....	2
Figura 4 – Representação dos factores que influenciam o risco radiológico de induzir cancro [45].....	3
Figura 5:[10] Projecções de uma sequência em TC em equipamentos de TC de primeira geração: a) série de duas projecções[46] b) obtenção de sequência em feixes paralelos.....	10
Figura 6:[10] Projecções de uma sequência em equipamentos de TC de segunda geração: a) série de duas projecções [46], b) Sistema fan-beam.....	10
Figura 7:[10] Projecções de uma sequência em equipamentos de TC de terceira geração : a) primeira projecção [46] b) Sequência de imagens com cortes em fan-beam .....	11
Figura 8:[10]: Projecções de uma sequência em equipamentos de TC de quarta geração [46]...	11
Figura 9:Esquema de um equipamento TC de quinta geração [32] .....	12
Figura 10:Diferenças entre TC sequencial, helicoidal e multicorte [46] .....	13
Figura 11- Organização dos detectores em linha para o três tipos de detectores [46] .....	14
Figura 12:[10]: Esquema das componentes integrantes num equipamento de TC .....	16
Figura 13: Exemplificação dos efeitos directos e indirectos da radiação ionizante e escalas de tempo correspondentes [21] .....	20
Figura 14: A probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos aumenta com a dose de radiação, que são pouco prováveis mesmo ocorrendo a longo prazo e a sua curva de dose-resposta não apresenta limite inferior. Os efeitos determinísticos, necessitam de uma dose mais elevada para se manifestarem e a sua curva dose-resposta apresenta um limite inferior. Adaptado [19], [57], páginas 136 e 137, figuras 7.1 e 7.2.....	21
Figura 15:Descrição anatómica da glândula tireoide.....	22
Figura 16:Descrição anatómica do globo ocular [23] .....	22
Figura 17:Exame com parâmetro tilt activado [27].....	23
Figura 18 – Esfera de volume dV, massa dm, centrada no ponto P. ....	25
Figura 19:[36]: Ilustração medição CTDI ponderado no plano do corte, onde a) é um corte sagital e b) um corte axial.....	29
Figura 20:Esquema da grandeza MSAD .....	31
Figura 21:[36]: Esquema do efeito do pitch na exposição do paciente. Se pitch aumenta num factor de 2 de A para B o tempo exposição diminui para metade. ....	33
Figura 22 – Montagem experimental ( centragem com fantoma e câmara de ionização) .....	35
Figura 23- Montagem experimental recorrendo às protecções de bismuto. À direita temos a protecção tireoide ((145x80x1)mm) e à esquerda a protecção do cristalino ((140x80x1)mm ) ...	36
Figura 24- Esquema do fantoma da cabeça ( 16 cm diâmetro) utilizado nas medições. Os orifícios a 0h, 3h, 6h e 9h encontram-se representados na Figura, com a câmara de ionização inserida no orifício central. ....	36
Figura 25- Geometria da câmara de ionização utilizada, considerando uma escala 1:10 mm ...	37
Figura 26 – Ilustração da protecção de bismuto do cristalino e suas dimensões. ....	38
Figura 27 - Ilustração da protecção de bismuto da tireoide e suas dimensões. ....	38
Figura 28 – Equipamento de TC usado nas medições.....	39
Figura 29 – Gráfico representativo da redução de dose provocada pelas protecções de bismuto. ....	44
Figura 30- Funcionamento do Método de Monte Carlo .....	50
Figura 31. Superfícies Quadráticas disponíveis, para definir a geometria do sistema físico que se pretende simular.....	53
Figura 32 - Geometria adoptada para simulação do equipamento de TC e do setup de medições (fantoma, e câmara de ionização e protecções de bismuto – estas últimas não visíveis na Figura)). Assume-se que os fótons são emitidos dum ponto localizado no ânodo do tubo de raio-X. [58] .....	55
Figura 33- Espectro de raios-X simulado.....	56
Figura 34 - Esquema do tomógrafo simulado (o feixe cónico ilustrado não se detecta na implementação).....	57

Figura 35- Filtro Bowtie implementado com espessura igual a 2,3 cm .....	57
Figura 36 – Colimador simulado de 0,56 cm de espessura .....	58
Figura 37- Esquema da geometria do fantoma e câmara de ionização simulada em PENELOPE v.2008 .....	58
Figura 38- Geometria implementada da protecção da tiróide simulada.....	59
Figura 39 – Geometria implementada da protecção do cristalino simulada.....	59
Figura 40- Comparação entre os resultados computacionais e experimentais, para as três situações consideradas. ....	66
Figura 41 – Redução de dose obtida nas simulações de Monte Carlo, por aplicação das protecções de Bismuto. ....	67



# ÍNDICE TABELAS

---

Tabela 1- Detectores usados em TC multicorte [29],[46] .....	14
Tabela 2 – Vantagens e Desvantagens da TC face à radiologia convencional. [50] .....	17
Tabela 3- Limites de dose anuais estabelecido pela norma CNEN NN 3.01 Set/2011; realce-se que o valor de dose equivalente no cristalino para trabalhadores expostos não está transcrito à data da publicação. (Adaptado [48] ) .....	23
Tabela 4 – Factor de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia [4] .....	27
Tabela 5 – Factores de ponderação tecidual para diferentes órgãos e tecidos [52] .....	28
Tabela 6- Comparação da dose efectiva (mSv) em alguns protocolos de TC e radiografia convencional [29] .....	31
Tabela 7- Medições efectuadas com fantoma de cabeça, sem protecções de bismuto .....	40
Tabela 8 – Medições efectuadas com fantoma da cabeça, com a protecção de bismuto do cristalino .....	41
Tabela 9 - Medições efectuadas com fantoma da cabeça com a protecção de bismuto da tiroide. ....	42
Tabela 10- Medições CTDI e respectivas incertezas .....	45
Tabela 11- Medições CTDI e respectivas incertezas .....	46
Tabela 12 - Medições CTDI e respectivas incertezas .....	46
Tabela 13 – Factores de Ponderação Considerados [62] .....	63
Tabela 14 – Resultados computacionais sem protecções de bismuto .....	64
Tabela 15 – Comparação entre os resultados computacionais obtidos por simulação Monte Carlo e as medições efectuadas. ....	64
Tabela 16 – Resultados computacionais utilizando a protecção de bismuto para a tiroide. ....	65
Tabela 17 – Comparação entre os resultados simulados e as medições efectuadas, por aplicação da protecção da tiroide. ....	65
Tabela 18 – Resultados computacionais utilizando a protecção de bismuto para o cristalino. ....	65
Tabela 19 – Comparação entre os resultados simulados e as medições efectuadas, com por aplicação da protecção da cristalino .....	66



## LISTA ACRÓNIMOS

---

**ADC-** *Conversor Analógico-Digital*

**CTDIw-** *Índice de dose ponderado em tomografia computadorizada*

**DLP-** *Produto Comprimento Dose*

**DNA-** *Ácido desoxiribonucleico*

**EBCT-** *Tomografia Computorizada por feixe electrões*

**FOV-** *campo de visão*

**FWHM-** *largura a meia altura*

**Gy-** *Gray*

**ICRP-** *Sistema Internacional de Protecção Radiológica*

**IST-** *Instituto Superior Técnico*

**ITN-** *Instituto Tecnológico e Nuclear*

**Kerma-** *Energia Cinética Transferida no material*

**LET-** *Tranferência Linear de Energia*

**MSAD-** *Valor Médio de dose para Múltiplos Disparos*

**NRD-** *Níveis Referência de Diagnóstico*

**PACS-** *Sistema de Comunicação e Arquivo de Imagens*

**QI-** *Qualidade da Imagem*

**RBE-** *eficácia biológica relativa*

**S.I-** *Sistema Internacional*

**Sv-** *Siviert*

**TC-** *Tomografia Computorizada*

**TCM-** *Modulação de Corrente num Tubo*

**TLDs-** *Dosímetros termoluminescentes*

**UH-** *unidades Hounsfield*

**UNSCEAR-** *Comité Científico das Nações Unidas para o estudo dos Efeitos da Radiação Atómica*

**DCS-** *secção eficaz diferencial*

**PDF-** *função densidade de probabilidade*

**PENELOPE-** *PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons in matter*

**Mtu-** *espessura de massa*







# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1 Enquadramento

A Imagiologia é actualmente uma área importante da Medicina devido à disseminação das novas tecnologias, de entre as quais se destaca a Tomografia Computorizada (TC). Nos últimos anos verificou-se um aumento acentuado no número destes exames médicos, uma vez que permitem um diagnóstico exacto e precoce, relativamente a outras técnicas e métodos de radiologia convencional. A percentagem de exames de radiodiagnóstico passou de 2% em 1989 para 8% em 2009, onde representam, respectivamente 20% e 80% da exposição total em exames de radiologia. [43]

Em 2009, o NCRP (do inglês *National Council on Radiation Protection and Measurements*) dos Estados Unidos da América, publicou o seu relatório 160 onde são comparadas a distribuição percentual da exposição às radiações ionizantes, entre o início dos anos 80 e em 2006, como ilustrado na Figura 1:

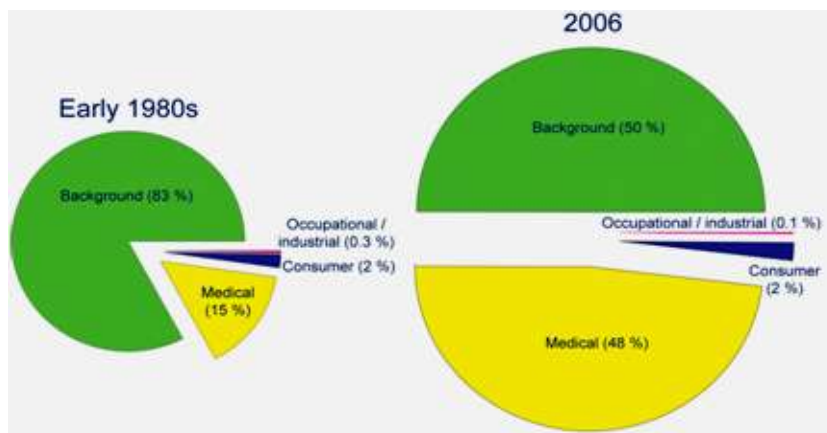


Figura 1 – Distribuição percentual da exposição à radiação nos EUA [43]

Pelo apresentado na figura anterior, é notório o aumento da exposição a radiações ionizantes devido às aplicações médicas que eram responsáveis em 2006 por cerca de 48% do total da exposição total a radiações ionizantes. A exposição média por habitante variou de 3.2mSv/ano (nos anos 80) para cerca 6mSv/ano (em 2006) de dose efectiva total, um aumento significativo.

Tal como representado na Figura 2, que tem como fonte o relatório NCRP-160, a Tomografia Computorizada representava em 2006, 24% do total da exposição a radiações ionizantes a que um indivíduo nos EUA estava anualmente exposto.

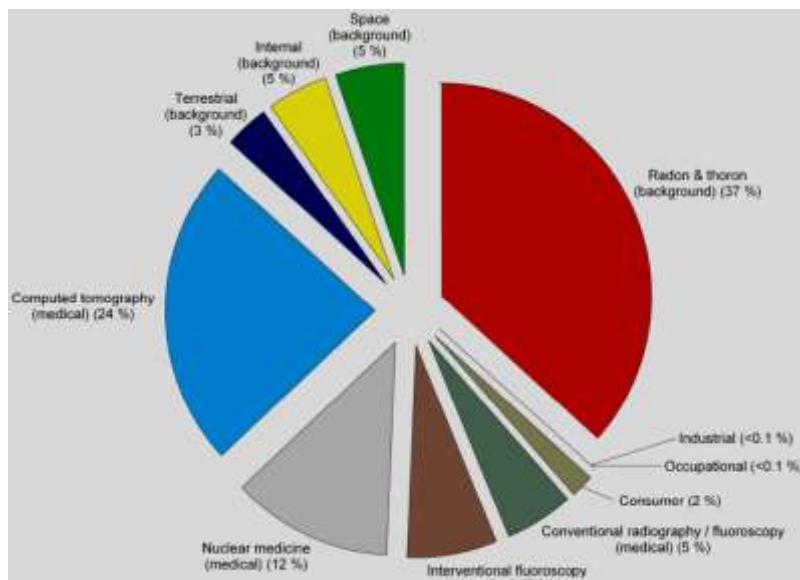


Figura 2 – Diversas categorias de exposição à radiação em 2006 nos EUA [43]

De acordo com o referido anteriormente e que é detalhado na Figura 3, houve um claro aumento no número de exames de TC. É de realçar que num exame médico de Tomografia Computorizada com o protocolo craniano a dose efectiva é cerca de 2mSv por *scan*, enquanto que com um protocolo do tórax a dose efectiva indicativa é de cerca de 7mSv por *scan*. Então, mediante os dados do mesmo relatório e tendo em consideração os exames de TC realizados anualmente, 28,4 % dos *scan*'s utilizam o protocolo craniano [44], que implica uma dose efectiva colectiva de 38,044 pessoa\*Sv e corresponde a 8,7% da dose efectiva colectiva total em exames de TC.

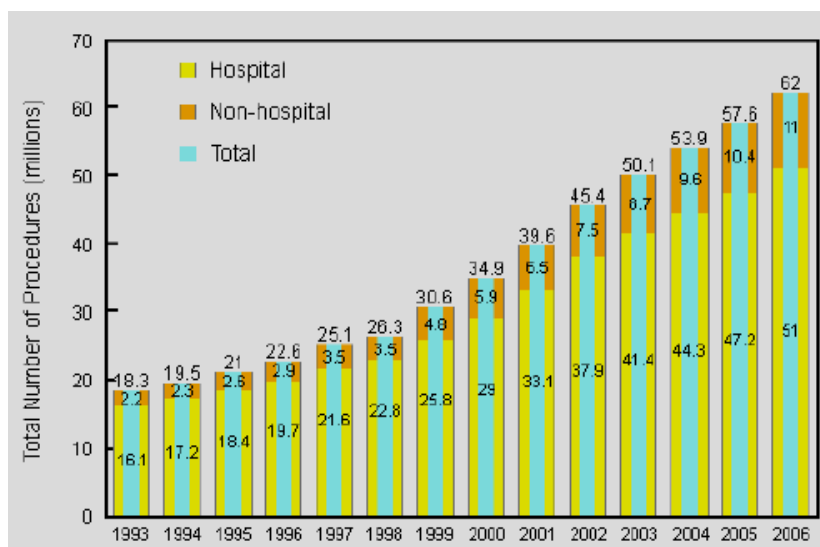


Figura 3 – Evolução do número de TC's até ao ano 2006 [44]

Justifica assim, a relevância dos dados acima descritos e a importância atribuída a este tipo de protocolo em TC no contexto da tese desenvolvida.

O grupo pediátrico (inclui bebés, crianças e adolescentes) é um grupo de risco e de elevada importância quando nos referimos à exposição a radiações ionizantes, assumindo-se como um problema central de Protecção Radiológica do Paciente e de Saúde Pública. Focando os exames de Tomografia Computadorizada neste foro é de notar a disseminação de estudos a fim de otimizar a dose para o paciente. De acordo com o relatório BEIR VII, (*Biological Effects of Ionizing Radiation*) da Academia das Ciências dos Estados Unidos da América, o risco radiológico de cancro radio-induzido depende da idade do paciente, do tempo de exposição e do sexo deste. Como se pode constatar pela Figura 4, a radiosensibilidade de órgãos e tecidos em bebés, crianças e adolescentes é várias vezes superior àquela apresentada pelos adultos, ou seja, a probabilidade de desenvolvimento de neoplasias e outras doenças ao longo da vida é superior para indivíduos do grupo pediátrico expostos a radiações ionizantes.

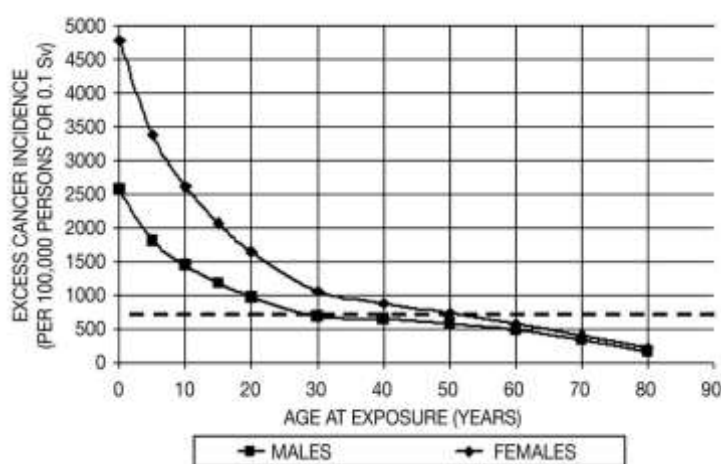


Figura 4 – Representação dos factores que influenciam o risco radiológico de induzir cancro [45]

O trabalho que conduziu à presente dissertação foi desenvolvido no Campus Tecnológico e Nuclear (CTN) / Polo de Loures do Instituto Superior Técnico (IST) e no Hospital de São José (HSJ) - Serviço de Radiologia, correspondendo a componentes computacional/ lectiva/ tutorial e experimental, respectivamente. O equipamento disponibilizado para efectuar as medições nos exames de Tomografia Computadorizada cranianos é um equipamento multidetector da *GE BrightSpeed (PER50318)* de 16 slices, em operação em dois serviços de Radiologia, no Centro Hospitalar Lisboa Central- Hospital São José e no Centro Hospitalar de Leiria.

Na componente computacional desenvolvida no CTN, foi modelado o equipamento de TC utilizando o programa PENELOPE, que tem por base métodos de Monte Carlo. Estes métodos computacionais permitem implementar com grande exactidão geometria complexas, descrever fontes de radiação e feixes de partículas e simular o transporte de partículas e radiação através dos materiais e as suas interações. Atente-se que no projecto em questão, o programa

PENELOPE foi utilizado para simular um feixe de radiação associado ao equipamento de TC, a sua distribuição espacial e em energia, considerando colimadores, filtros, entre outros componentes, para calcular as doses de radiação num fantoma representativo da exposição dos pacientes, com e sem aplicação de protecções de bismuto. A validação dos resultados computacionais foi efectuada comparando-os com as medições efectuadas em meio hospitalar recorrendo a um fantoma específico para exames de TC, câmara de ionização e o tomógrafo previamente referido.

Portanto, esta dissertação de mestrado pretende responder às seguintes questões:

- O modelo computacional implementado é válido, ou seja, consegue reproduzir com exactidão o funcionamento do tomógrafo real?
- A atenuação das protecções de bismuto, avaliada a partir de simulações Monte Carlo, é concordante com os resultados obtidos nas medições efectuadas?
- Qual a redução de dose em órgãos radiosensíveis, como a tiroide e o cristalino, resultante da utilização das protecções de Bismuto, em exames de TC?

## **1.2 Estrutura da Tese**

A presente dissertação encontra-se estruturada em sete capítulos, ao longo dos quais é fornecida uma base teórica para a compreensão do estudo realizado, descrição do protocolo utilizado para obter as imagens de TC e consequentes medições, análise de dados, bem como discussão dos resultados obtidos e enumeração de conclusões finais.

No Capítulo 2, são discutidos os possíveis efeitos em órgãos radiosensíveis, nomeadamente quão radiosensíveis são a tiróide e o cristalino e ainda apresentadas as grandezas físicas e dosimétricas, para melhor compreensão do tema do projecto.

No Capítulo 3, são apresentados e sucintamente explicados os fundamentos teóricos da Tomografia Computorizada, assim como os parâmetros que influenciam a aquisição da imagem, detectores, colimação, entre outros.

No Capítulo 4 são apresentados os métodos e materiais adoptados, justificações dos mesmos e respectivos resultados.

O Capítulo 5 é um dos capítulos mais importantes e é dedicado à simulação por métodos de Monte Carlo, sendo explicitada a metodologia adoptada nos processos de modelação e de validação do sistema simulado (tomógrafo).

No Capítulo 6 são apresentados os resultados computacionais e é efectuada a sua comparação com os resultados experimentais.

Seguidamente no Capítulo 7 (“Conclusões”) são analisados os resultados obtidos, sendo discutida a concordância obtida entre os resultados computacionais e as medições efectuadas e avalia-se se os objectivos do estudo foram cumpridos. Nesta secção são discutidas as limitações do estudo efectuado. Por último apresentam-se as conclusões finais do estudo e formulam-se propostas para trabalho futuro.

### 1.3 Estado de Arte

Allan MacLeod Cormack (1924-1998) e Godfrey Newbold Hounsfield (1919- 2004) são geralmente creditados como os inventores da Tomografia Computorizada, pois foram galardoados, em 1979, com o Prémio Nobel para a Psicologia na Medicina. Contudo foi francamente mais cedo, em 1826, que Norwegian Abel concebeu a ideia de tomografia e de seguida Radon desenvolveu-a ainda mais. Portanto, Cormack e Hounsfield apenas propuseram uma solução que englobava estes estudos. [10]

Em 1971, surgiu a primeira instalação de um equipamento de TC, no Hospital Atkinson Morley's em Wimbledon. Neste mesmo ano realizou-se o primeiro exame, a uma mulher com suspeitas de tumor cerebral. Após esta descoberta, o grupo de investigação de Hounsfield continuou a pesquisa neste Hospital e em *The Hospital National, Queen Square* em Londres; estes avanços da ciência despoletaram a agregação de conhecimentos por vários neurologistas, radiologistas, físicos, engenheiros e especialistas em processamento de dados para obter métodos para reconstruir e interpretar as imagens tomográficas. Finalmente, em 1973, o primeiro equipamento de TC começou a ser comercializado, o tempo de aquisição foi reduzido para vinte segundos, o número de canais de detectores aumentou para trinta e a resolução de imagem era melhor. Desde 1975 até 2008 a TC sofreu evolução tecnológica, tendo o cuidado de responder às necessidades de mercado melhorando a sua eficácia e rapidez [10]

De acordo com o tema e objectivos propostos na presente dissertação realizei uma pesquisa bibliográfica que demonstra, o que até então foi estudado e avaliado nesta vertente de TC.

*Hopper KD.* et al, em 1997, avaliaram a capacidade do bismuto atenuar a radiação em órgãos sensíveis, como tiróide e cristalino, para reduzir a dose durante o diagnóstico em Tomografia Computorizada num estudo craniano. Deste estudo obteve-se uma redução de dose de cerca de 60% na tiroide e 40% no cristalino devido à aplicação de protecções de bismuto [11]. Em 2001, um estudo levado a cabo pela mesma equipa, avaliou a capacidade de atenuação de um metal pesado, o bismuto, na redução da radiação que atinge o cristalino num exame de TC craniano. Neste estudo efectuado com recurso a um fantoma e três protecções, cada qual com

a sua espessura (uma *single*- 1T, uma dupla- 2T e outra tripla- 3T), houve uma redução de dose em quaisquer delas. [12]

Já em 2002 o mesmo co-autor dos artigos supra referidos, *Kenneth D. Hopper*, descreveu os benefícios do uso de protecções de bismuto em órgãos radiosensíveis face à avaliação da qualidade de imagem, possibilitando um correcto diagnóstico. Tal como nos estudos anteriores verificou-se uma redução de dose em quaisquer das protecções utilizadas, isto é, olhos, tiroide e mama, não afectando significativamente a qualidade da imagem. [13]

Z. *Brnié* et al., em 2003, realizaram um estudo que avaliou a eficácia das protecções de bismuto na mama, durante um exame de TC craniano. É de referir que a investigação foi levada a cabo “*in vivo*” e avaliou os níveis de exposição à radiação dispersa em TC craniano, assim como a sua dependência do índice de massa corporal. Como resultados, temos a redução em cerca de 57% da radiação dispersa, logo da dose a que o paciente está sujeito, medida com TLDs. [14]

Outro estudo importante de realçar é o de *Hohl C.* et al., em 2006, baseado na redução de dose na mama e tiroide em TC *multislice*, onde foi avaliada a eficácia das protecções de bismuto na redução e na deterioração da qualidade de imagem. Recorrendo ao uso de fantasmas e TLD's para efectuar as medições e ao t-test para avaliar o ruído na imagem, obteve-se uma redução média de 47% na tiroide e 32% na mama. Deste trabalho concluiu-se ainda que o espaçamento entre a região anatómica a colocar a protecção e a própria protecção não tem um impacto significativo na medição de dose mas diminui significativamente o ruído. [15]

Num estudo publicado em 2009, por *P. Catuzzo* et al., o objectivo prendeu-se com a optimização e redução de dose na tiroide, cristalino e mama de um paciente em exames médicos de TC com protocolos do tórax e craniano, por aplicação de protecções de bismuto. Avaliou-se também a influência desta redução de dose na qualidade e diagnóstico a partir de uma imagem. Para medir a dose, utilizaram-se dosímetros TLD's com recurso a dois *scanner's* numa unidade de radiologia com TC de 64 *slices*; os efeitos das protecções de bismuto foram avaliados pela relação sinal - ruído no fantoma antropomórfico e “*in vivo*” (através da existência ou inexistência de artefactos). Já a dose efectiva foi avaliada utilizando os factores de ponderação-  $w_T$ - de cada órgão. Concluiu-se que as protecções atenuam cerca de 30%- 60% a radiação dependendo do protocolo de TC utilizado e do órgão em questão; as diferenças de resultados com e sem o uso de protecções de bismuto na relação sinal- ruído é estatisticamente significativa, mas dentro das exigências de qualidade de imagem aceitável; por último em relação à dose efectiva temos uma redução de cerca de 38%. O facto das protecções de bismuto serem de fácil aplicação, não consumirem muito tempo no procedimento e não prolongarem o tempo do exame, são tidas como vantagens deste meio de protecção radiológica para o paciente já o seu preço é um ponto contra referido. [16]



Citando dois artigos publicados em 2010, um por Sangroh Kim et al. e outro por Maria Raissaki et al. [8,9] é de notar que ambos dizem respeito a TC pediátrico, porém tem posições distintas face ao uso de bismuto em crianças. Ou seja, o primeiro mostra que inúmeros estudos provaram que as protecções reduzem a dose em pacientes pediátricos sem degradar a imagem, logo apoia o uso do mesmo, mas com as devidas precauções e em condições apropriadas e devidamente justificadas. No que respeita ao segundo artigo referido, este considera que o uso destas protecções deve ser meticulosamente estudado pois causa artefactos na imagem, e quando usado no cristalino deve ser colocado a uma distância de cerca de um centímetro, para os evitar. Portanto ambos consideram que o bismuto é meio de protecção radiológica viável quando devidamente utilizado.

No estudo efectuado por *Jia Wang* et al. em 2011, comparou-se a redução de dose na mama num exame de TC torácico, utilizando protecções de bismuto, modulação de corrente baseada num órgão (TCM) e globalmente (em todo o corpo). Utilizaram-se para o efeito quatro fantasmas antropomórficos de 15, 30, 35 e 40 cm, bem como uma câmara de ionização para medir a dose em posições definidas nestes fantasmas. Por sua vez, a qualidade de imagem foi avaliada em unidades de Hounsfield, com base numa escala de cinzentos. Foram efectuados quatro *scanner's*, um para cada meio de comparação sendo o primeiro de referência. Este estudo provou que TCM produz uma diminuição de dose semelhante à produzida com a utilização de bismuto, porém não afecta o ruído; já a diminuição global de corrente origina uma redução dose equivalente à que advém da utilização de bismuto, com um aumento de ruído similar, no entanto sem causar artefactos de retro dispersão e não afecta o contraste, em unidades de Hounsfield. [17]

Do estudo acima referido, *Jia Wang* e a sua equipa em 2012, publicaram um artigo que se baseia nas mesmas comparações para redução de dose, contudo centra-se num exame TC craniano e foca-se no cristalino. Respeitando a mesma metodologia obteve-se redução de dose no cristalino quer com a utilização de bismuto quer em TCM. Concluiu-se que a TCM conjugada com as protecções de bismuto consegue reduzir ainda mais a dose, cerca 47%; no entanto o ruído na imagem nas regiões cerebrais é notório em quaisquer dos métodos. Porém o número de TC's aumenta apenas com recurso às protecções de bismuto. Assim, aumentou-se a distância entre a protecção e o cristalino para ajudar a manter o contraste em TC. [18]

A aplicação de protecções de bismuto em órgãos sensíveis em exames médicos de tomografia computadorizada, revela-se um procedimento admissível na optimização das práticas e consequente redução de dose absorvida no corpo do paciente. Justificando-se deste modo, responder aos objectivos propostos da presente dissertação.

Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tireoide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto

## 2. IMAGEM POR TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA

---

A tomografia computadorizada é uma técnica de diagnóstico médico que permite a formação de imagens maioritariamente axiais, podendo também obter-se imagens nos planos coronal e sagital. Nesta o feixe de raios X atravessa o paciente em múltiplas direcções por uma fina secção axial e é detectado por um conjunto de detectores que registam a intensidade de radiação que é transmitida; os colimadores definem a espessura do corte. Os coeficientes de atenuação local de cada projecção são calculados mediante algoritmos matemáticos de imagem, concretamente a transformada inversa de *Radon*, que posteriormente sofrem conversão numa escala em níveis de cinzentos a fim de produzir a imagem. [10]

*Godfrey Hounsfield e Allan Cormack* agregaram estudos que conduziram à descoberta da tomografia computadorizada, o que permitiu, em 1969, a construção do protótipo do aparelho de TC cerebral. As suas contribuições independentes constituíram fundamentos para atribuição do Prémio Nobel da Medicina em 1979. Desde então, a técnica foi desenvolvida e melhorada com a contribuição de muitos outros físicos, engenheiros e médicos de renome. [10]

### 2.1 Gerações da TC

Tal como referido no capítulo 1, secção 1.3, a TC foi introduzida no início dos anos 70 e rapidamente se tornou uma importante ferramenta de diagnóstico médico. Com o intuito de entender o princípio de funcionamento desta técnica e do equipamento associado, é essencial perceber a sua evolução até à actualidade. Apesar de não existir classificação universal para o número de gerações, assumem-se sete na descrição que se segue. [29]

#### 2.1.1 Primeira e Segunda Gerações

Os primeiros sistemas de TC designavam-se por translacção-rotação e originavam uma translacção do conjunto que suportava o tubo de raios X e único detector, obtendo-se uma projecções numa direcção. Posteriormente fazia-se ma nova translacção no sentido contrário. No máximo, eram executadas 180 projecções com uma duração de cinco a seis minutos cada. A geometria utilizada era de raios paralelos, em feixes do tipo *pencil beam*, conforme figura 5. [29, 30]

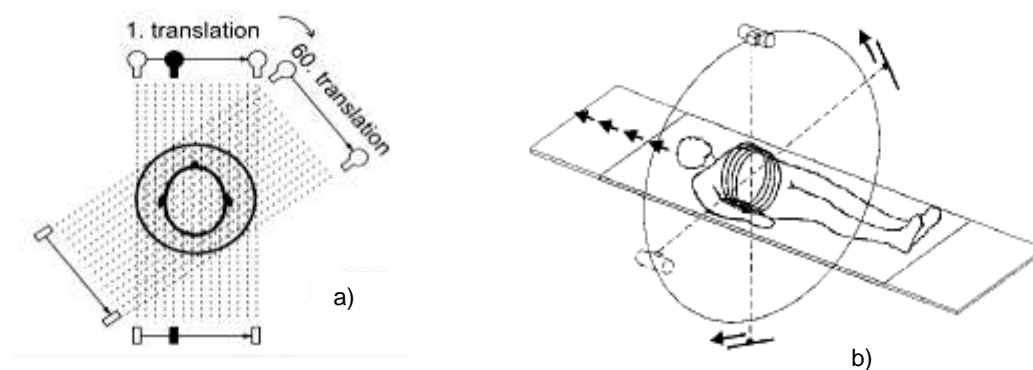


Figura 5:[10] Projecções de uma sequência em TC em equipamentos de TC de primeira geração: a) série de duas projecções[46] b) obtenção de sequência em feixes paralelos.

Os sistemas de segunda geração ainda eram considerados de translação-rotação, contudo, tinham tipicamente trinta detectores. A sua geometria foi substituída por *fan beam*, isto é, um feixe em leque, com um pequeno ângulo de  $10^\circ$ , e no máximo eram efectuadas 180 projecções, em cerca de dezoito a vinte segundos (redução num factor de quinze em comparação com os equipamentos de TC da 1ª geração). A grande desvantagem face à primeira geração é a existência de mais do que um detector, o que origina mais radiação dispersa. [29] A figura 6 representa esquematicamente o princípio de funcionamento dos equipamentos de TC de 2ª geração.

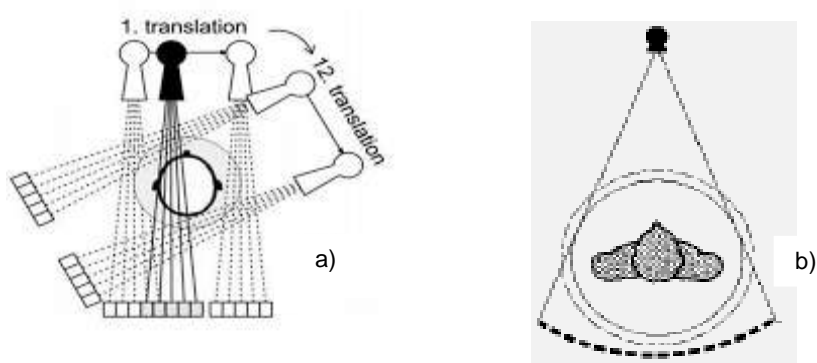


Figura 6:[10] Projecções de uma sequência em equipamentos de TC de segunda geração: a) série de duas projecções [46], b) Sistema fan-beam

## 2.1.2 Terceira e Quarta Gerações

Na terceira geração houve eliminação do movimento de translação, surgindo o novo conceito de rotação-rotação, verifica-se uma rotação de  $360^\circ$  quer dos tubos de raios x quer dos detectores, em torno do paciente, o que possibilitou a diminuição do tempo de aquisição. Por um lado, aumentou-se o número de detectores para 250-800, o ângulo de *fan beam* (com vértice no tubo de raios-x) para que a matriz de detectores descrevesse um arco aberto de modo a cobrir a região a examinar. O tempo por corte era cerca de dois a nove segundos. [29] Por outro, existiam pontos contra o seu uso, no que respeita à captação de radiação dispersa pelos detectores, existência de artefactos e preço mais elevado. A figura 7 representa esquematicamente o princípio de funcionamento dos equipamentos de 3ª geração.

A quarta geração, também chamada de rotação, surgiu para tentar eliminar o problema dos artefactos na imagem. Para conferir mais estabilidade, colocaram-se detectores imóveis, circularmente, completando  $360^\circ$ , havendo apenas movimento da ampola de raio-X. Logo, houve um aumento do número de detectores para 600 a 4800. [29] Os tempos de aquisição por corte são da ordem do segundo, pois apenas dependiam do tempo de rotação do tubo de raios x e da velocidade de transferência dos dados para o computador.

Comparativamente, é notório que a quarta geração é mais dispendiosa que a terceira, face ao número de detectores, o que levou ao fim da mesma surgindo mais tarde a TC multicorte. (Ver figura 8) [30]

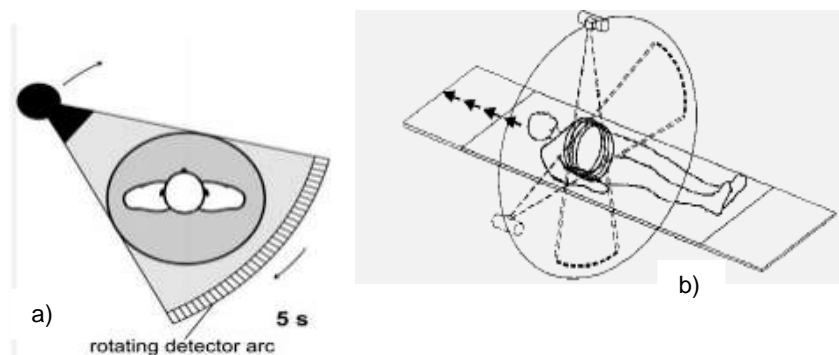


Figura 7:[10] Projecções de um sequência em equipamentos de TC de terceira geração :  
a) primeira projecção [46] b) Sequência de imagens com cortes em fan-beam

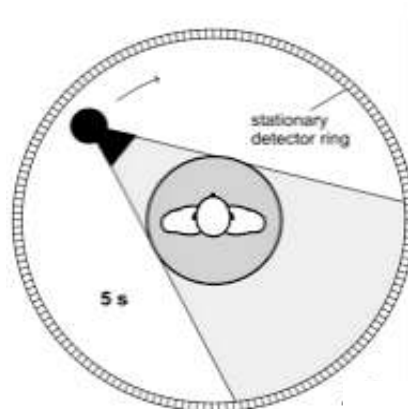


Figura 8:[10]: Projecções de um sequência em equipamentos de TC de quarta geração [46]

### 2.1.3 Quinta Geração

Estes tomógrafos são conhecidos como ultra-rápidos ou de feixe de electrões (EBCT), uma vez que os tempos de rotação são da ordem do meio segundo, o que permite, por exemplo, efectuar estudos mais rigorosos da função cardíaca. A figura 9 representa o esquema de um equipamento de TC de 5ª geração. [32]

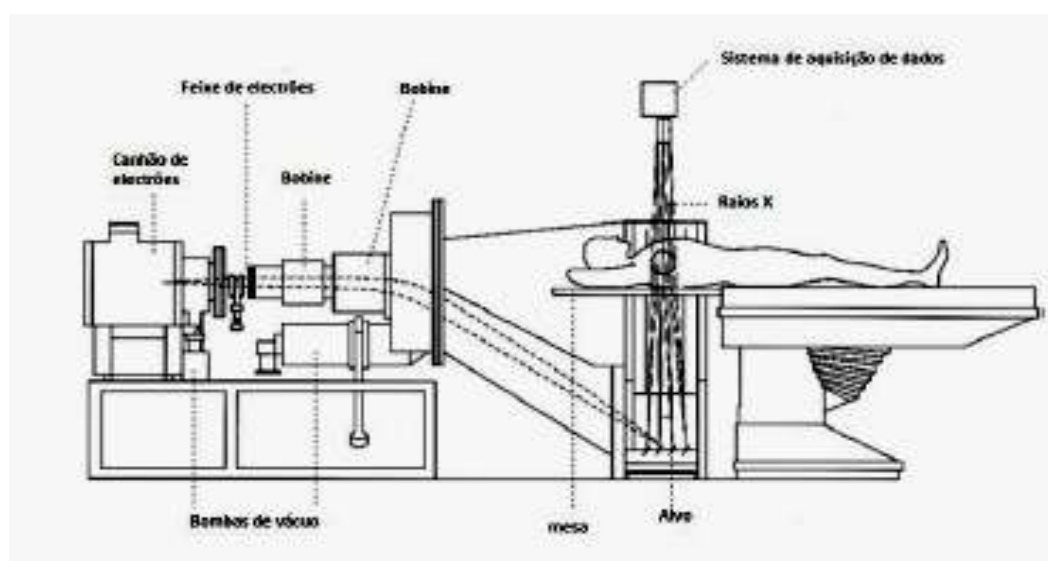


Figura 9:Esquema de um equipamento TC de quinta geração [32]

### 2.1.4 Sexta Geração

A sexta geração é conhecida normalmente por helicoidal, graças à tecnologia *slip ring*. [30] Uma das principais vantagens prende-se com a modalidade sequencial, porque a ampola gira de forma contínua em torno do paciente. [31] Conseguiram-se assim, tempos de rotação menores, pois eliminaram-se as limitações inerciais no final da aquisição de dados para cada corte, surgindo então o conceito de passo.

### 2.1.5 Sétima Geração (Multicorte)

Esta nova geração de tomógrafos, também designada de matrizes multicorte ou multi-detectores, recorre à mesma tecnologia descrita anteriormente. Porém utiliza várias linhas de detectores em vez de uma, o que permite que um maior volume do paciente seja varrido enquanto o paciente sustem a respiração. Possibilita ainda, que o volume normal possa ser

examinado em fatias muito finas, utilizando assim, mais eficazmente a radiação emitida pelo tubo de raio-X.

Na prática a TC multicorte é mais rápida, duas a três vezes que um *scanner* de um só corte, sendo também a capacidade de reconstrução pós processamento superior à das gerações anteriores. A maior desvantagem deste equipamento em relação ao helicoidal de corte simples é o custo. Ver figura 10.

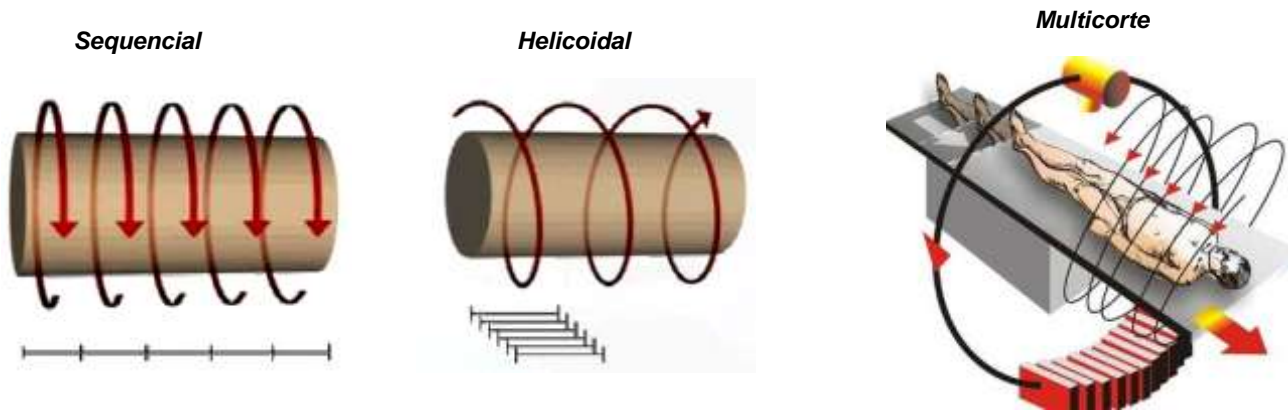


Figura 10:Diferenças entre TC sequencial, helicoidal e multicorte [46]

### 2.1.6 Componentes TC Multicorte

As medições efectuadas no âmbito desta dissertação foram realizadas num equipamento de TC multicorte, pelo que há necessidade de destacar os seus componentes principais que influenciam directamente a dose para o paciente. Descreve-se de seguida, sumariamente, os sistemas de filtração, colimação e detecção de feixes.

- **Filtros:** Têm como objectivo absorver a radiação de baixa energia que seria absorvida no corpo do paciente e que não chegaria aos detectores e consequentemente reduzir a dose recebida pelo paciente. Neste equipamento existem dois tipos de filtros: o *flat filter* e o *bowtie filter* que serão, adiante (no capítulo 5) abordados
- **Colimadores:** O sistema de colimação determina a forma do feixe, em TC, feixe cónico.
- **Detectores:** A evolução em TC passou sempre pela optimização do binómio resolução temporal e espacial e pela capacidade de adquirir múltiplos cortes com velocidades de rotação cada vez mais elevadas. Os tomógrafos multicorte utilizam múltiplos detectores próximos entre si (em forma de matriz) segundo a direcção do eixo ZZ (perpendicular ao plano axial), o que permite estudar volumes anatómicos de 10 mm ou 20mm em simultâneo, numa única rotação da gámbria (equipamento *16 slices*). Normalmente, o

número real de filas de detectores é superior ao número de detectores activos, permitindo, assim ajustar a colimação ao protocolo pretendido.

Existem três tipos de detectores, como apresentado na tabela que se segue:

Tipo	Matriz Fixa	Matriz Adaptativa Assimétrica	Matriz Híbrida
Caracterização	Detectores de elementos iguais (permite aquisição de um número superior de cortes)	Há aumento em elementos dos detectores, quando aumenta em comprimento a distância em ZZ. (Mais eficiente)	Elementos iguais, excetuando alguns centrais de menores dimensões

Tabela 1- Detectores usados em TC multicorte [29],[46]

De seguida apresentam-se as diferenças entre cada tipo de detector:

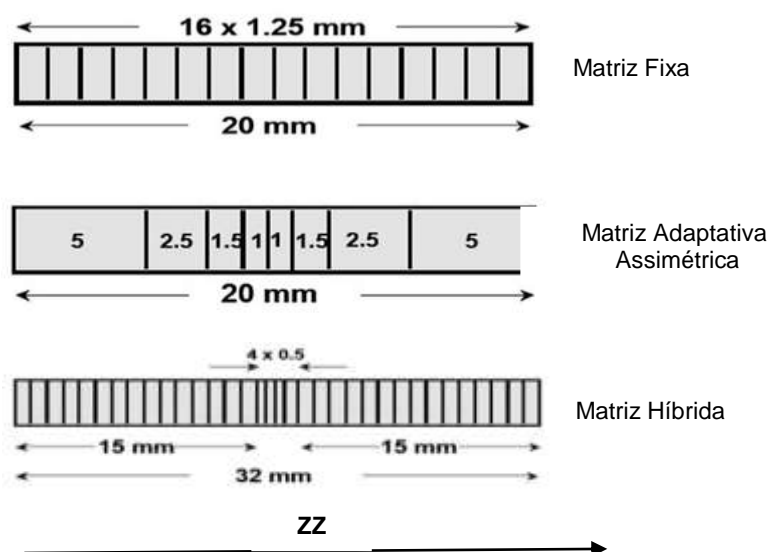


Figura 11- Organização dos detectores em linha para o três tipos de detectores [46]

#### 2.1.6.1 Factores Técnicos que influenciam a obtenção de imagens em TC multicorte

Há dois tipos de factores técnicos que influenciam a obtenção de imagens em exames médicos de tomografia computadorizada. São eles:



- A **dose absorvida no corpo do paciente** que é influenciada pela intensidade de corrente, tensão, tempo de exposição, distância entre cortes, passo, colimação e volume que se pretende analisar.
- O **processamento e visualização de imagem** são descritos pelo campo de visão (FOV), tamanho da matriz e algoritmo de reconstrução e pela janela de visualização.

## 2.2 Componentes de um equipamento de Tomografia Computorizada

Um equipamento de Tomografia Computorizada adquire dados relativos aos coeficientes de atenuação dos diferentes tecidos atravessados pelo feixe de raio-X, dependendo da sua densidade e número atómico, processa-os e reconstrói as imagens.

O tomógrafo é formado por uma ampola de raios-X conectada mecânica e eletronicamente a um sistema de detectores, que conjuntamente rodam 360° em torno do paciente. Cada projecção obtém-se através de inúmeras irradiações da região em análise- FOV- em diferentes ângulos, por um feixe colimado, sendo a radiação medida pelos detectores. Estas medidas são processadas por computadores, que reconstroem a imagem.

A elevada resolução e exactidão da tomografia computadorizada devem-se a cinco princípios básicos: a acentuada colimação do feixe de raios-x, a irradiação selectiva dum plano, exploração do plano irradiado no seu perímetro, sensibilidade dos detectores, reconstrução da região anatómica em causa mediante detecção de informação periférica.

Na sua constituição estão presentes os elementos que se seguem [10]:

- Sistema de aquisição e transferência de dados, constituído por:
  - ⇒ *Gantry*: é o suporte circular que permite à ampola e aos detectores girarem em anéis de contacto deslizante- *slipring*. O colimador é parte integrante, e é utilizado para controlar a largura do feixe situando-se o foco entre o paciente e os detectores. Aqui, ainda estão montados o gerador de alta tensão e o sistema de refrigeração.
  - ⇒ Mesa
  - ⇒ Unidades de alta tensão e transferência de dados

Na ampola, localizada no interior da *gantry*, há emissão dos raios x, que têm uma elevada capacidade calorífica. As velocidades de rotação da *gantry* atingidas pelos tomógrafos, são actualmente elevadas, devido às unidades reduzidas de alta tensão e frequência que incorporam a parte móvel do tomógrafo.

- Sistema de Computorização que engloba controlo do sistema por parte do operador, processamento dos dados pelo computador e reconstrução e registo da imagem.
- Sistema de registo de imagem e pós-processamento de imagem

A conversão dos dados que saem da gantry é efectuada por conversores ADC (*Analogic-Digital Converters*), que convertem os dados de analógico para digital. Neste sistema também há transformação de um sinal eléctrico proveniente dos detectores em informação digital, corrigível utilizando algoritmos de reconstrução de imagem, que pode ser registada em película, CD, DVD e/ ou arquivada em sistema P.A.C.S (*Picture Archiving and Communication System*). O esquema das componentes que integram um equipamento de TC é fornecido na figura 12.

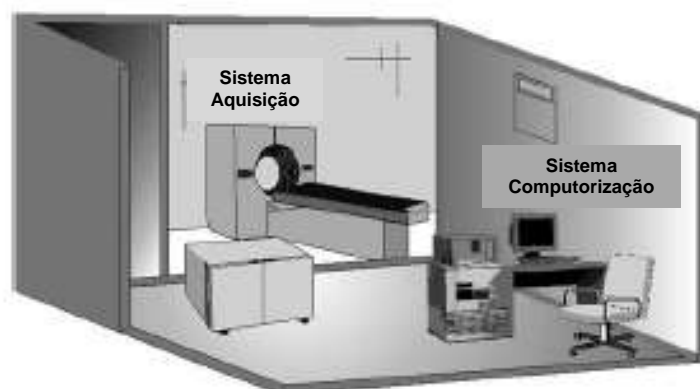


Figura 12:[10]: Esquema das componentes integrantes num equipamento de TC

### 2.2.1 Escala Hounsfield

A escala de Hounsfield quantifica os valores dos coeficientes de atenuação ( $\mu$ ) de órgãos, tecidos e estruturas ósseas percorridas pelo feixe de raios-X em unidades de Hounsfield (UH), equivalente a números de TC, mas multiplicando a equação (1) por 1000. Esta segue a seguinte equação:

$$UH = \frac{\mu_T - \mu_{AGUA}}{\mu_{AGUA}}, \quad \text{Equação (1)}$$

onde  $\mu_T$  é o coeficiente de atenuação para um tecido genérico e  $\mu_{água}$  é o coeficiente de atenuação para a água, composto existente na maioria dos tecidos do corpo humano, em elevada percentagem.

Esta escala toma valores desde -1000 para o ar e 0 para a água. Portanto, tecidos com baixa densidade, como é o caso dos tecidos pulmonares e gordura, apresentam UH negativos; já os outros órgãos e tecidos, como o músculo, têm valores positivos.

Numa imagem existe uma gama diversa de tons de cinzento indistinguível ao olho humano, pelo que é necessário efectuar ajustes na imagem. Ajustes esses que se manifestam na sua largura (gama de tons de cinzento que se encontram no intervalo em estudo) e nível (centro para a escala de cinzentos, que depende das estrutura anatómicas). [10]

### 2.2.2 Vantagens e Limitações da TC

A TC é uma ferramenta útil para o diagnóstico em medicina, porém, como todos os equipamentos médicos, apresenta limitações e vantagens. Identificando as limitações consegue evoluir-se no sentido da resolução de problemas e encontrar novos caminhos em investigação.

A radiologia convencional dá-nos uma imagem 2D, de uma estrutura tridimensional, o que significa que a imagem é obtida por sobreposição de infinitos planos. Deste modo, são comprometidas as informações em profundidade e valorização ou não de certas possíveis lesões. Na tabela seguinte apresentam a comparação entre a radiologia convencional e a TC.

Vantagens	Desvantagens
Excelente resolução de baixo contraste	Baixa resolução espacial
Feixe altamente colimado	Dose mais elevada para regiões anatómicas semelhantes
Detectores eficientes	A presença de objetos metálicos produz artefactos nas imagens ( <i>streak artifacts</i> )
Estudos angiográficos	
Planeamento cirúrgico e terapêutico	
Análise otimizada de forma, contornos, número e densidade de lesões	

Tabela 2 – Vantagens e Desvantagens da TC face à radiologia convencional. [50]

Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto

## 3. PROTECÇÃO RADIOLÓGICA E DOSIMETRIA

---

### 3.1 Efeitos Directos e Indirectos

O corpo humano exposto a radiação pode sofrer efeitos biológicos, por processos de ionização, que por sua vez se manifestam mediante uma escala de tempo dependendo se ocorrem interações directas e/ou indirectas. A probabilidade de interação da radiação com as estruturas celulares é 15-30% por acção directa e 70% - 85% por acção indirecta. [19,20]

Quando o corpo humano absorve a energia da radiação ionizante, e as biomoléculas presente no tecido- maioritariamente composto por água, sofrem modificações estruturais/ funcionais da célula, estamos perante a acção directa da radiação. Este efeito é mais provável quando a LET – Transferência Linear de Energia é elevada, atendendo a que o dano biológico não provoca sempre morte celular, há assim possibilidade de reparação do tecido lesado. Já alterações no ADN podem transformar-se em mutações genéticas. [19,20]

Os efeitos indirectos são causados por interações químicas entre a radiação incidente e as moléculas de água presentes no tecido humano, num processo designado por radiólise. Neste formam-se produtos de reacção designados radicais livres que são quimicamente instáveis. [19,20] A figura 13 exemplifica as reacções envolvidas nos efeitos directos e indirectos causados pela radiação ionizante.

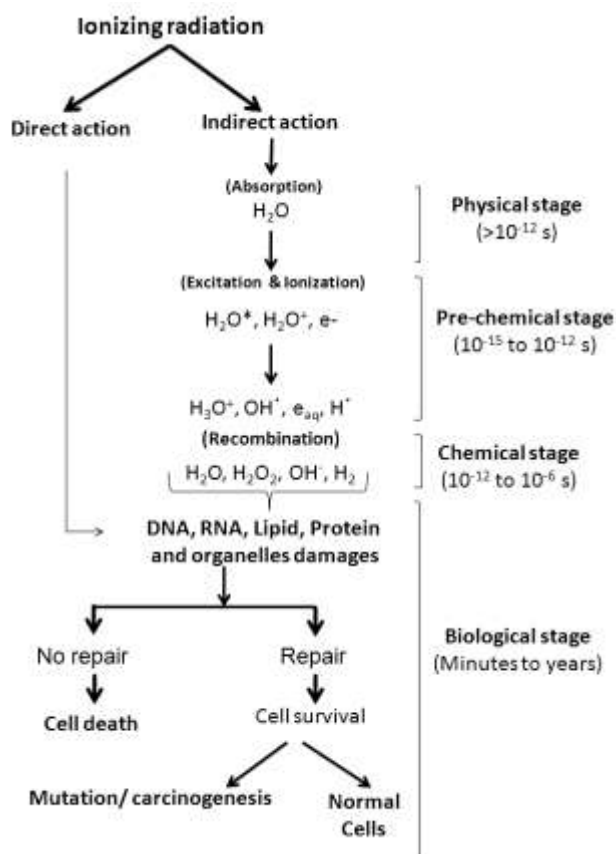


Figura 13: Exemplificação dos efeitos directos e indirectos da radiação ionizante e escalas de tempo correspondentes [21]

### 3.2 Efeitos Estocásticos e Determinísticos

A radiação ao interagir com o corpo humano tem consequências a curto e/ou longo prazo consoante cause efeitos do tipo genético ou somático. Os primeiros referidos têm cariz probabilístico, e surgem somente nos descendentes das pessoas irradiadas, como resultado de danos em células dos órgãos reprodutores. Por outro lado, os efeitos somáticos afectam directamente o indivíduo exposto à radiação e não são transmitidos às gerações futuras. Estes podem ser imediatos (curto prazo), quando a dose absorvida for elevada e recebida num curto espaço de tempo, ou tardios (manifestando-se no longo prazo), que resultam em pequenas doses, mas continuamente num intervalo de tempo longo, como é o caso das pessoas expostas ocupacionalmente como os técnicos de radiologia. [20]

Os efeitos biológicos que advêm da exposição à radiação podem ser divididos em duas categorias, estocásticos e determinísticos. Aqueles que ocorrem de forma estatística são como o nome indica os estocásticos, e não existe um limiar de dose para a sua manifestação, sendo um exemplo disso o cancro. Já os efeitos determinísticos mostram uma relação de causa entre a dose e o efeito num determinado indivíduo, existindo assim um limiar abaixo do qual os efeitos biológicos não se verificam. [19,20, 21]

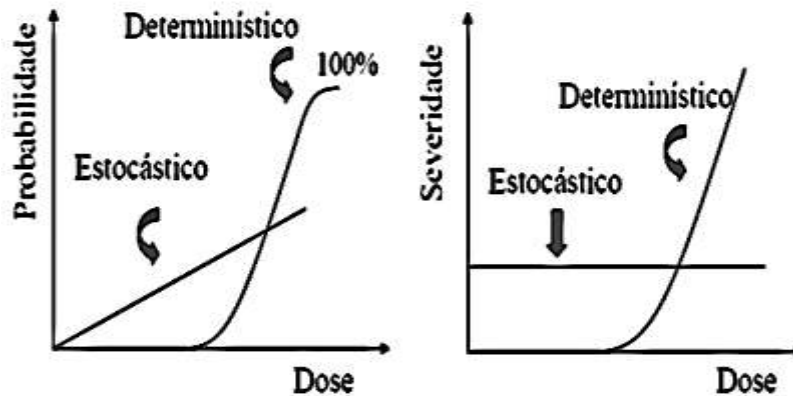


Figura 14: A probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos aumenta com a dose de radiação, que são pouco prováveis mesmo ocorrendo a longo prazo e a sua curva de dose-resposta não apresenta limite inferior. Os efeitos determinísticos, necessitam de uma dose mais elevada para se manifestarem e a sua curva dose-resposta apresenta um limite inferior. Adaptado [19], [57], páginas 136 e 137, figuras 7.1 e 7.2.

### 3.3 Radiossensibilidade

A radiossensibilidade representa a susceptibilidade relativa das células, tecidos, órgãos ou organismos de sofrerem danos devido ao efeito da radiação ionizante, isto é, a capacidade de resposta dos tecidos face à irradiação. Esta depende de vários factores, tais como: tipo de célula, tipo de radiação, idade do indivíduo, etapa de divisão celular, parte do corpo exposta, volume do tecido exposto, dose total e intervalo de tempo sobre o qual a dose foi recebida.

Segundo *Bergonie e Tribondeau*: “ A radiossensibilidade das células é directamente proporcional à sua capacidade de reprodução e inversamente proporcional ao seu grau de especialização”[61]. Está deste modo, associada à actividade mitótica da célula, por um lado quanto mais indiferenciado e proliferativo o tecido maior é a sensibilidade à radiação, por outro quanto mais elevada a diferenciação tecidular, mais resistente o tecido é. Facto que justifica a maior radiossensibilidade de bebés, crianças e adolescentes comparativamente à radiossensibilidade de indivíduos adultos, tal como referido no capítulo anterior.

O oxigénio tem uma forte influência na eficácia que a radiação tem para produzir danos. De acordo com *Thomlinson e Gray* [19], a baixa oxigenação protege os tecidos da radiação e evita que as células sejam destruídas por estarem em condições anóxicas. Daqui concluí-se, que o oxigénio tem electroafinidade com os electrões gerados na ionização do ADN causando o efeito OER (do inglês-*Oxygen Enhancement Ratio*)

### 3.3.1 Tireoide e Globo Ocular

Do grego *thyroëides*, a glândula tireoideia em forma de escudo, é uma glândula endócrina localizada inferiormente à laringe e formada por dois lobos ligados pelo istmo; segrega as hormonas tireoideas triiodotironina, T3, e tetraiodotironina, T4. A anatomia da glândula de tireoide e órgãos envolventes é fornecida na figura 15 [24], [47].

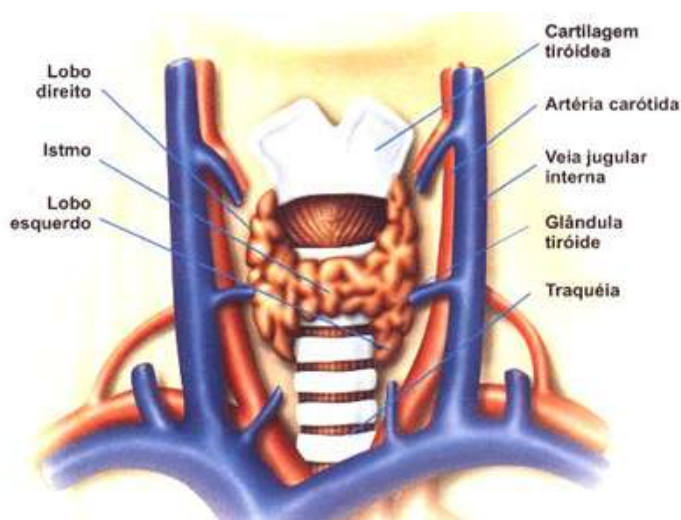


Figura 15: Descrição anatómica da glândula tireoide

O globo ocular é um órgão, como apresentado na figura 16, extremamente sensível que capta, estímulos luminosos provenientes do exterior de modo a transformá-los em estímulos nervosos que são convertidos em imagens. [25] O cristalino, sendo órgão de interesse no projecto, caracteriza-se por ser uma estrutura biconvexa, transparente entre a íris e o humor vítreo.

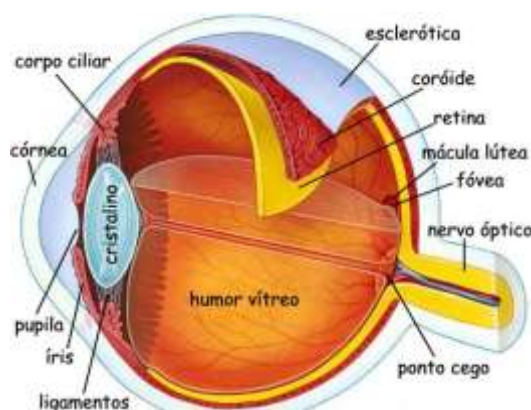


Figura 16: Descrição anatómica do globo ocular [23]

Em exames TC cranianos, a tireoide e o cristalino, são frequentemente incluídos na zona de varrimento do feixe de raios-X do equipamento, mas raramente são órgãos de interesse. A



irradiação do pescoço pode causar hipotireoidismo e cancro na tiroide, principalmente nos jovens. Já no cristalino pode causar opacidade, despoletando o aparecimento de cataratas, por exemplo. Como tal é frequente ser utilizada uma inclinação *tilt*, tal como mostra na figura 17, que tem por objectivo diminuir a dose que chega ao cristalino. [26]



Figura 17: Exame com parâmetro tilt activado [27]

O limite de dose individual no cristalino para exposições ocupacionais, estabelecido seguindo as recomendações do ICRP em 1990 e em 2007 era de 150mSv/ano. Porém em 2011 esse limite foi alterado para 20 mSv/ano, uma redução drástica que justifica a preocupação associada à exposição deste órgão em exames de TC nesta dissertação de mestrado. Os limites de dose efectiva, que demonstra a relação entre a probabilidade do efeito estocástico e a dose equivalente, a dose equivalente (dose absorvida média num órgão ou tecido indicador da probabilidade do efeito subsequente) anual para trabalhadores expostos a radiações ionizantes (exposição ocupacional) e para membros do público encontram-se listados na tabela 3. [4]

Limites de Dose Anuais			
Grandeza	Órgão	Trabalhadores expostos	Membros do público
Dose Efectiva	Corpo Inteiro	20 mSv	1 mSv
	Corpo inteiros (mulheres grávidas-feto)	1 mSv	
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv (alterado pela resolução 114/2011 do ICRP)	15 mSv
	Pele	500 mSv	50 m Sv
	Mãos e Pés	500 mSv	

Tabela 3- Limites de dose anuais estabelecido pela norma CNEN NN 3.01 Set/2011; realce-se que o valor de dose equivalente no cristalino para trabalhadores expostos não está transcrito à data da publicação. (Adaptado [48] )

### 3.4 O Sistema Internacional de Protecção Radiológica

O sistema Internacional de Protecção Radiológica baseia-se nas recomendações da ICRP que visam proteger os indivíduos e o meio ambiente dos efeitos deletérios e nocivos das radiações ionizantes, focando-se em evitar efeitos determinísticos e reduzir a probabilidade de incidência dos efeitos estocásticos. Os BSS (do inglês- *Basic Safety Standards*) da Agência Internacional para a Energia Atómica (IAEA) estipulam regulamentos de segurança para as práticas radiológicas em todos os sectores que envolvam o uso de radiações ionizantes de acordo com as recomendações do ICRP. [51]

Nos países da União Europeia, destacam-se as directivas comunitárias 96/29/EURATOM (que estabelece os princípios gerais para a segurança e protecção de indivíduos dos efeitos detrimenais das radiações ionizantes, publicada em 1996) e 97/43/EURATOM (relativas às aplicações médicas das radiações ionizantes, publicada em 1997) que vão de encontro às recomendações do ICRP e aos padrões de segurança da IAEA, com o objectivo de contribuir para uma correcta manipulação das radiações ionizantes. Portugal tem legislação relativa à transposição dessas directivas. [63]

Os 3 princípios fundamentais em torno dos quais se articula o sistema internacional de protecção radiológica, vertidos pela Comissão Internacional para a Protecção Radiológica (ICRP), na sua publicação ICRP-60 (1990) são: [28], [49]

- a justificação (das práticas radiológicas),
- a optimização (da protecção) e o princípio subsidiário ALARA
- a limitação de doses (estabelecendo valores máximos de doses a que profissionais e outros estão exposto).

### 3.5 Grandezas radiométricas e dosimétricas

#### 3.5.1 Grandezas Radiométricas

Considere-se um ponto P, no centro de uma esfera de volume  $dV$  e círculo máximo de área  $dA$ , e que esta é atravessada por um feixe de radiação, tal como representado na Figura 18.

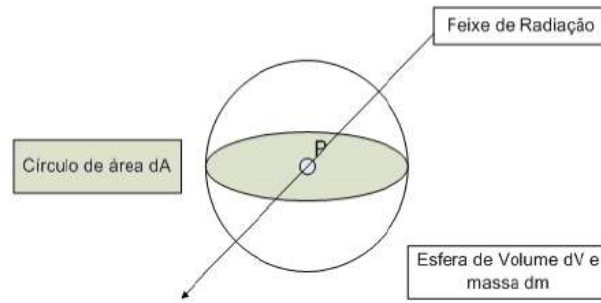


Figura 18 – Esfera de volume dV, massa dm, centrada no ponto P.

Definem-se as seguintes grandezas:

**Fluência de partículas ( $\Phi$ ):** é o quociente entre o número de partículas dN incidentes na esfera que cruzam a secção transversa dA e a área dA,

$$\Phi = \frac{dN}{dA} [m^{-2}], \quad \text{Equação (2)}$$

**Fluência energética ( $\Psi$ ):** é o quociente a energia de todos as partículas que atravessam a secção transversa dA da esfera e a área dA,

$$\Psi = \frac{dR}{dA} [J \cdot m^{-2}], \quad \text{Equação (3)}$$

**Fluxo ou Taxa fluência de partículas ( $\Phi$ ):** é a fluência de partículas por intervalo de tempo, dt,

$$\Phi = \frac{d\Phi}{dt} [m^{-2} \cdot s^{-1}], \quad \text{Equação (4)}$$

**Taxa Fluência Energética ( $\varphi$ ):** é a fluência energética por unidade de tempo dt,

$$\varphi = \frac{d\Psi}{dt} [W \cdot m^{-2}], \quad \text{Equação (5)}$$

### 3.5.2 Grandezas Dosimétricas

Estas grandezas têm como objectivo descrever a quantidade de energia que um feixe de radiação deposita num material e os efeitos biológicos causados. Essa deposição pressupõe duas etapas. Primeiro há transferência de energia dos fotões para os electrões atómicos originando a sua libertação e interacção com o meio. Depois há perdas de energia desses electrões ao longo do percurso por ocorrência de excitações e ionizações.

### 3.5.2.1. **Kerma- Kinetic Energy Released in Material (K) e Exposição (X)**

**Kerma** representa a energia cinética transferida para o meio por unidade de massa e é definida como o quociente entre a energia cinética transferida pelo feixe de fótons incidentes aos electrões secundários,  $dE_{tr}$ , produzidos no interior do volume  $dV$ , por unidade de massa do material  $dm$ :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [\text{unidades: Gy} \equiv \frac{J}{kg} \equiv 100 \text{ rad}] , \quad \text{Equação (6)}$$

Esta grandeza física só está definida quando se faz referência ao material em que está a ocorrer a conversão de energia. No caso de ser ar, denomina-se kerma do ar. [19,20]

A **exposição** é uma grandeza dosimétrica que se define por:

$$X = \left( \frac{dQ}{dm} \right) ar \quad [\text{unidades: C.kg}^{-1}], \quad \text{Equação (7)}$$

onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga eléctrica total dos iões de um só sinal produzidos pelas interacções dos fótons incidentes num volume de ar de massa  $dm$ . Outra unidade muito usada para exprimir a exposição é o roentgen (R), em que  $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$ .

### 3.5.2.2. **Dose absorvida, Dose Equivalente e Dose Efectiva**

A **dose absorvida** é uma grandeza crucial em protecção radiológica e dá a energia depositada pela radiação ionizante,  $d\epsilon$ , por unidade de massa,  $dm$  do meio. A sua Unidade S.I é J/Kg, no entanto é medida em Gy (Gray):

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad [\text{Gy}], \quad \text{Equação (8)}$$

Uma vez que a dose absorvida é insuficiente para correlacionar os diferentes tipos de radiação e os seus efeitos biológicos, recorre-se aos conceitos “dose equivalente e “dose efectiva”.

A **dose equivalente**,  $H_T$ , representa a dose absorvida num tecido ou órgão multiplicado pelo respetivo factor de ponderação para a radiação R em estudo. [20, 35]

$$H_T = \sum R * \omega_R * D_{T_R} \text{ [Sv]}, \quad \text{Equação (9)}$$

O parâmetro  $\omega_R$  é o factor de ponderação que varia consoante o tipo de radiação e a sua energia e  $D_{T,R}$  é a dose absorvida no tecido T devido à radiação R. Os valores actualmente usados para este factor encontram-se descritos na tabela 4.

Tipo e Gama de Energia	Factor de ponderação da radiação, $\omega_R$
Fotões, todas as energias	1
Electrões e muões, todas as energias	1
Neutrões, energias:	
< 10 keV	5
10 eV a 100 keV	10
>100 keV a 2MeV	20
>2 MeV a 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Protões, excepto protões de recuo ( energia >2 MeV)	5
Partículas alfa, fragmentos de cisão, núcleos pesados	20

Tabela 4 – Factor de ponderação da radiação para diferentes tipos de radiação e gamas de energia [4]

A **dose efectiva**, E, traduz a soma ponderada das doses equivalentes e a sua Unidade S.I. é o Sv (Sievert). Os diferentes órgãos do corpo humano têm diferentes radios sensibilidades, como tal o ICRP definiu um factor de ponderação para cada tecido T. [20, 35] Os valores actualmente usados para este factor encontram-se descritos na tabela 5. A dose efectiva é então calculada pela seguinte equação

$$E = \sum T * W_T * H_T \text{ [Sv]}, \quad \text{Equação (10)}$$

Como demonstrado pela equação anterior, a dose efectiva é a soma das doses equivalentes ponderadas pelo tipo de tecido ou órgão.  $w$  é o factor de ponderação do tecido T e traduz a radios sensibilidade para o tecido ou órgão considerado, sabendo que quanto maior o risco do tecido maior é este factor. [20, 35]

Tecido ou órgão	Factores de ponderação tecidual, $w_T$
Gónadas	0,20
Medula óssea	0,12
Cólon	0,12
Pulmão	0,12
Estômago	0,12
Bexiga	0,05
Mama	0,05
Fígado	0,05
Esófago	0,05
Tiroide	0,05
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Restantes	0,05

Tabela 5 – Factores de ponderação tecidual para diferentes órgãos e tecidos [52]

### 3.6 Grandezas dosimétricas em Tomografia Computorizada

Os níveis de referência de diagnóstico (NDR) expressam-se em termos de índice de dose em tomografia computadorizada ponderado ( $CTDI_w$ ), relativo a uma única rotação da *gantry* e o produto comprimento dose (DLP) relativo a um exame completo. [20, 35]

#### 3.6.1 DPI

O integral do perfil de dose, DPI mede a dose em Gy. Dado que o valor medido vem expresso em mGy, ainda que o registo no electrómetro seja feito em mGy.cm. Ou seja, é necessário depois entrar em linha de conta com a colimação. Se o registo for 3,6mGy acha-se a razão entre o valor medido e o valor de colimação.

Ex: medida de DPI 3,6 mGy. Se a colimação for 10mm.  $3,6/0,1\text{cm}=36$  mGy que corresponde ao CTDI.

### 3.6.2 Índices de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)

O parâmetro mais utilizado para estimar e minimizar a dose num paciente em TC é o CTDI (“Computed Tomography Dose Index”). É reconhecido como o valor de dose integral num corte, o que era uma boa aproximação se o perfil de dose de radiação absorvida pudesse ser totalmente concentrado num perfil rectangular de largura igual à espessura do corte.

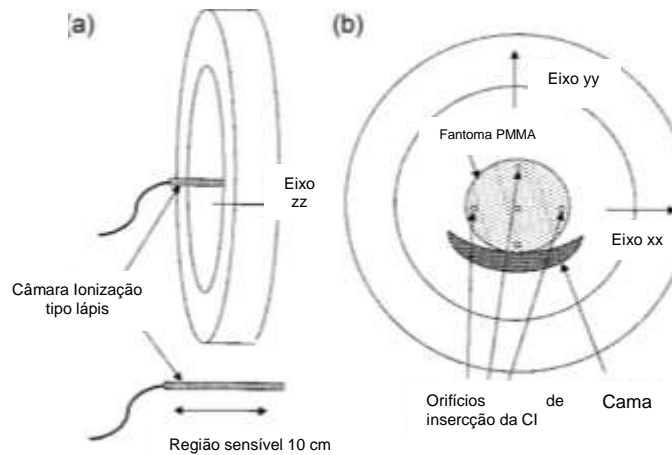


Figura 19:[36]: Ilustração medição CTDI ponderado no plano do corte, onde a) é um corte sagital e b) um corte axial

Matematicamente, o CTDI é definido como o integral do perfil de dose  $D(z)$ , ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação  $z$ , para um  $n$  número de cortes, dividido pela espessura nominal de corte  $T$  (mm) com a mesa fixa. Ver figura 19.

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \text{ [mGy]}, \quad \text{Equação (11)}$$

sendo  $n \cdot T$  a colimação total. [35]

### 3.6.3 $CTDI_w$

Experimentalmente o CTDI pode ser medido com recurso a uma câmara de ionização do tipo lápis devidamente calibrada. Quando nos referimos a  $CTDI_w$  (ponderado), a medição faz-se num fantoma colocando a câmara no centro e nas periferias (ver figura 19). Deste modo, os valores de CTDI- ao centro ( $CTDI_{centro}$ ) e na periferia  $CTDI_{periferia}$  permitem calcular o valor ponderado ( $CTDI_w$ ), através da seguinte equação:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{centro} + \frac{2}{3} CTDI_{periferia} \text{ [mGy]}, \quad \text{Equação (12), [35]}$$

O DPI explicado anteriormente (secção 3.6.1), obtém-se do  $CTDI_w$  pela relação:

$$DPI = CTDI_w \times \text{colimação}, \quad \text{Equação (13)}$$

### 3.6.4 *Pitch* (Passo)

Relação entre a distância percorrida pela mesa durante uma rotação de  $360^\circ$  da ampola e a espessura nominal de corte por segundo, considerando um equipamento de TC multicorte.

$$pitch = \frac{\text{incremento mesa (mm)}}{\text{espessura do corte (mm)}} \times 1s, \quad \text{Equação (14)}$$

### 3.6.5 $CTDI_{vol}$

Em exames TC, em modo helicoidal, existe uma grandeza que caracteriza o seu  $CTDI$  tendo em atenção o passo num volume completo:

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{\text{passo}} \quad [\text{unidades: mGy}], \quad \text{Equação (15). [35]}$$

### 3.6.6 Produto Comprimento-Dose (DLP)

Este parâmetro permite contabilizar a dose integrada de radiação num exame completo. É dado pela equação:

$$DLP = \frac{CTDI_w}{\text{passo}} \times L \quad [\text{unidades: mGy.cm)], \quad \text{Equação (16) [35] ,}$$

onde  $L$  é o varrimento longitudinal da mesa para o exame completo, expresso em cm.

### 3.6.7 Valor Médio da dose para Múltiplos Disparos (MSAD)

A dose que cada corte recebe e que advém de outros cortes depende de inúmeros factores, tais como o espaço entre cortes, a posição do corte e a colimação.

O valor médio cumulativo de dose da série de cortes contínua com um espaçamento constante é denominado de MSAD.

Neste parâmetro somam-se as doses dispersas tal como representado na figura 20.



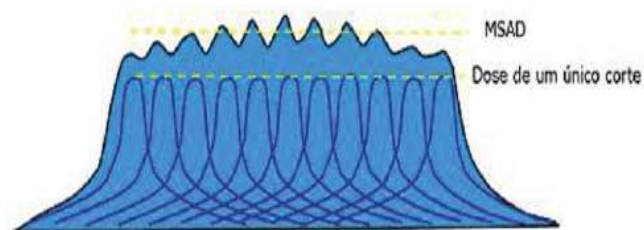


Figura 20:Esquema da grandeza MSAD

Pelo que teremos a seguinte expressão:

$$MSAD = \frac{1}{L} \int_{-\frac{L}{2}}^{+\frac{L}{2}} D_{N,I}(z) dz \quad [mGy], \quad \text{Equação (17) [30]}$$

Com base no CTDI, podemos estimar o MSAD, pela expressão que se segue:

$$MSAD = CTDI * \frac{T}{L}, \quad \text{Equação (18)}$$

### 3.7 Dose no paciente

#### 3.7.1 Valores típicos de dose

Na tabela que se segue encontra-se a comparação entre alguns valores de dose efectiva em TC e em radiografia convencional.

Exame	Tomografia Computorizada (mSv)	Radiografia Convencional
<b>Cabeça</b>	3,6	0,3
<b>Coluna Lombar</b>	6,0	2,1
<b>Coluna Torácica</b>	7,8	0,9
<b>Tronco</b>	9,3	0,05
<b>Abdómen</b>	8,8	1,4
<b>Pélvis</b>	9,4	1,2

Tabela 6- Comparação da dose efectiva (mSv) em alguns protocolos de TC e radiografia convencional [29]

Tal com referido nos capítulos no capítulo 1, a dose que o paciente recebe num exame de TC é consideravelmente superior aquela recebida num exame de radiografia convencional. Portanto é extremamente importante otimizar a protecção e reduzir as doses a que o paciente está sujeito, ou seja minimizar o risco radiológico que advém desta exposição.

### 3.7.2 Factores que influenciam a dose em TC

Os parâmetros mais importantes em TC são a intensidade corrente e tensão no tubo de raios-X, o tempo de rotação, o passo, a colimação total, a espessura nominal de corte e o FOV (*Field of View*). Idealmente, estes deveriam ser alterados a cada exame, em função do tamanho do paciente e da região a irradiar.

Alguns aparelhos de TC apresentam o valor de alta tensão fixo, outros não. Porém quando os valores de tensão e colimação total são constantes, a qualidade da imagem depende do produto entre a corrente no tubo de raios-X (mA) e o tempo de exposição (s), expresso em mAs. A dose recebida pelo paciente varia aproximadamente, de forma linear com estes dois parâmetros [33, 34]

A espessura nominal de corte é definida como largura a meia altura (FWHM- *full width at half maximum*) do perfil de dose, que por sua vez é construída de acordo com a matriz de detectores. O seu valor pode ser seleccionado por um operador, dependendo da necessidade clínica, encontrando-se normalmente entre 1 mm a 10 mm.

Quando um exame é helicoidal (ver figura 21), o passo tem influência directa na dose no paciente, sendo dado pelo quociente entre o deslocamento da mesa por rotação e a espessura de corte.

Por outro lado, quando TC é multicorte, o passo é dado pelo incremento da mesa a dividir pela colimação total do feixe de raio X, portanto, o produto do número de cortes realizados em cada rotação N pela espessura de corte.

O valor do passo indica o grau de sobreposição dos cortes, existindo sobreposição quando estes são inferiores a um.

Por último, o FOV depende do tamanho da janela definida, ou seja, relaciona-se com o ângulo que permite obter mais ou menos região anatómica no campo de visão.

Explicitam-se de seguida alguns parâmetros físicos relevantes em TC e que influenciam a dose no paciente:

- **Intensidade de Corrente (mA) e tempo exposição (s)** – Num exame de TC a dose a que o paciente é exposto varia linearmente com o produto da corrente da ampola pelo

tempo de exposição. De referir que estes parâmetros são seleccionados para a ampola.

- **Tensão (kVp)** – Um aumento na tensão provoca endurecimento do feixe de raios X, logo a penetração na matéria é facilitada. Com efeito, há um aumento exponencial da dose sobre o paciente.
- **Espessura de Corte** – Apesar de este parâmetro não afectar directamente a dose, provoca um aumento de mAs/rotação (aumenta a dose).
- **Pitch**- Um aumento do pitch faz com que a dose no paciente diminua, uma vez que há um menor número de rotações para a mesma distância (relação inversamente proporcional demonstrada na Equação 14).
- **Colimação** – A eficiência geométrica dos detectores é deteriorada por colimações muito finas. Este efeito origina, indirectamente, um aumento de dose pois o tempo de exposição é maior. Assim, esta deve ser feita conforme o comprimento dos detectores activos (maior cobertura do eixo dos zz adquire dados com um *pitch* maior o que reduz a dose significativamente)

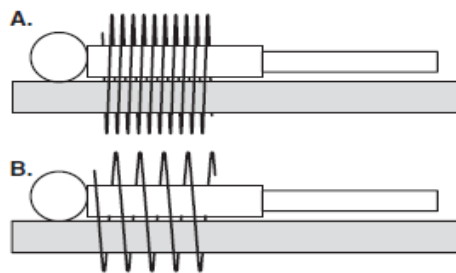


Figura 21:[36]: Esquema do efeito do pitch na exposição do paciente. Se pitch aumenta num factor de 2 de A para B o tempo exposição diminui para metade.

Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tireoide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto

## 4. MEDIÇÕES

---

### 4.1 Materiais e Métodos

As medições foram realizadas no serviço de Radiologia do Hospital de São José do Centro Hospitalar de Lisboa Central, com recurso a um fantoma de CTDI da *Pro Project* (de cabeça) e uma câmara de ionização do tipo lápis, a fim de calcular a dose absorvida. Por sua vez, estas medições foram utilizadas para validar os resultados de Monte Carlo.

Na montagem experimental é necessário colocar o fantoma na mesa do paciente, centrando o seu centro com o isocentro do equipamento com auxílio dos lasers, tal como se mostra na Figura 22.

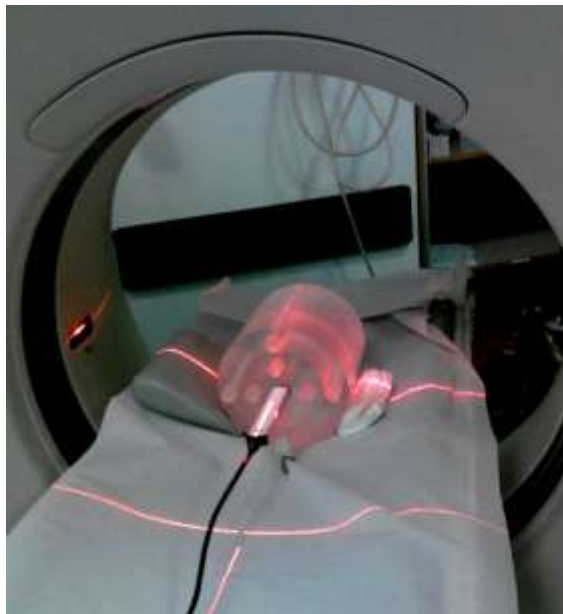


Figura 22 – Montagem experimental (centragem com fantoma e câmara de ionização)

A câmara de ionização é inserida num dos cinco orifícios do fantoma, colocando um adaptador de PMMA (mesma constituição do fantoma) nos restantes orifícios. O electrómetro (com auto-calibração para temperatura e pressão) é manipulado da sala de controlo, bem como o próprio equipamento de TC (introdução dos parâmetros desejados, subida e descida da mesa e início das medições).

É de notar que esta montagem foi utilizada também para as medições com recurso às protecções de bismuto da tiroide e do cristalino, tal como se mostra na Figura 23.

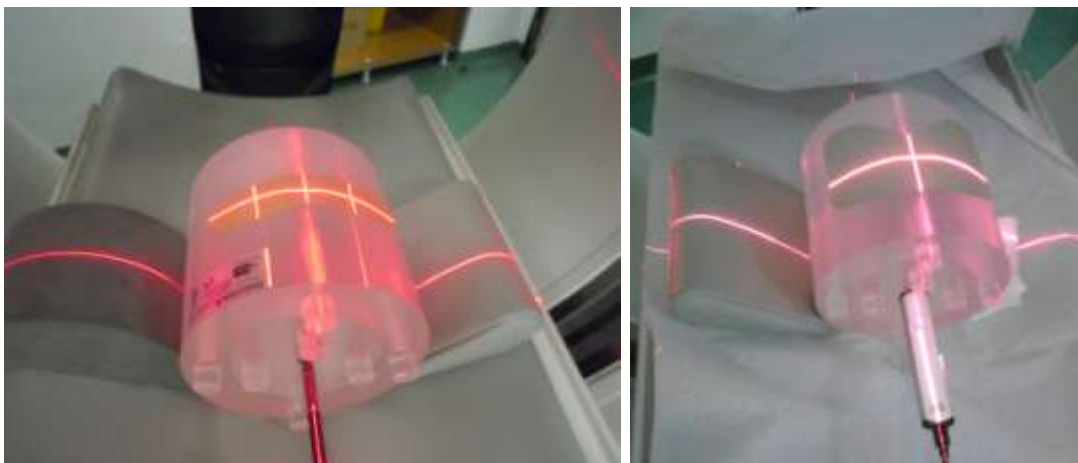


Figura 23- Montagem experimental recorrendo às protecções de bismuto. À direita temos a protecção tiroide ((145x80x1)mm) e à esquerda a protecção do cristalino ((140x80x1)mm)

Seguidamente detalha-se cada equipamento utilizado.

#### 4.1.1 Fantoma de cabeça

O fantoma utilizado nas medições é um cilindro de PMMA, um termoplástico com densidade de  $1,19 \text{ g/cm}^3$ . O cilindro tem um diâmetro de 16 cm e uma altura de 15 cm. Nele existem cinco orifícios (centro, 0h, 3h, 6h, 9h, tal como representado na figura 24) de forma cilíndrica de 1,37 cm de diâmetro e 15 cm de profundidade. Antes de se efectuar cada medição, coloca-se a câmara de ionização (com o adaptador) num dos orifícios; os restantes quatro são preenchidos com os tubos do mesmo material do fantoma, e mesmo diâmetro e profundidade dos orifícios.

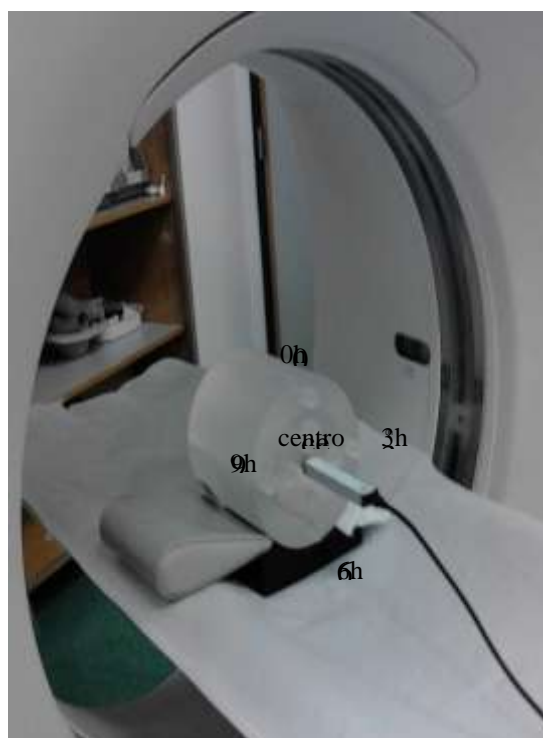


Figura 24- Esquema do fantoma da cabeça ( 16 cm diâmetro) utilizado nas medições. Os orifícios a 0h, 3h, 6h e 9h encontram-se representados na Figura, com a câmara de ionização inserida no orifício central.

#### 4.1.2 Câmara de Ionização e Electrómetro

A câmara de ionização (CI) e respetivo electrómetro utilizados, da marca *RaySafe<sup>TM</sup>*, estão calibrados para raios-X até 160 kVp, contêm auto calibração para temperatura e pressão com uma incerteza associada de 2%, numa gama de pressões entre 80,0 – 106,0 kPa.

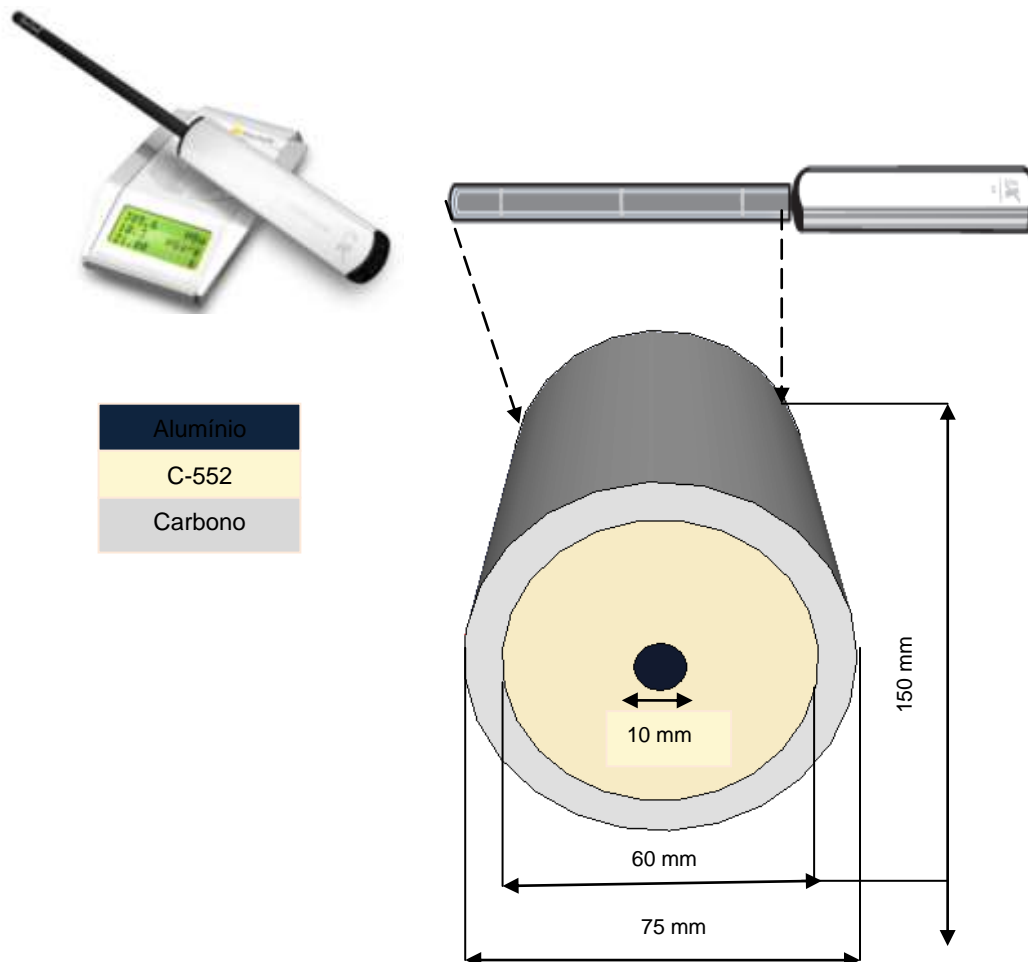


Figura 25- Geometria da câmara de ionização utilizada, considerando uma escala 1:10 mm

## 4.2 Protecções de Bismuto

As protecções de Bismuto utilizadas nas medições em meio hospitalar têm como objectivo primordial reduzir a dose recebida pelo corpo do paciente. No estudo em causa, utilizaram-se as protecções no cristalino e na tiróide com incidência do feixe de raios-X centrado quer com o fantoma, quer com a protecção a utilizar.

O uso destas protecções revelou-se de fácil aplicação e centragem no fantoma e não atrasa o normal funcionamento do serviço de TC.

#### 4.2.1 Cristalino e Tiróide

As proteções do cristalino e da tireoide são compostas por uma mistura/composto contendo bismuto, com densidade total equivalente de  $1,7\text{g/cm}^3$ , 0,1 cm de espessura e apresenta a seguinte geometria e dimensões:

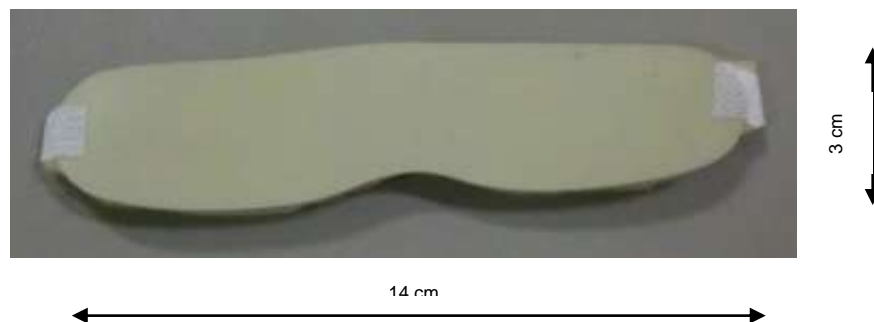


Figura 26 – Ilustração da proteção de bismuto do cristalino e suas dimensões.



Figura 27 - Ilustração da proteção de bismuto da tireoide e suas dimensões.



### 4.3 Equipamento de TC

O equipamento de TC utilizado na presente dissertação, encontra-se localizado no Hospital de São José é da marca *General Electric Company* (GE), e tem as seguintes especificações:

- Modelo *BrightSpeed* (PER50318)
- Tensão máxima 140 kV
- Intensidade máxima 350 mAs
- 16 Cortes



Figura 28 – Equipamento de TC usado nas medições

#### 4.3.1 Valores Obtidos nas Medições

Com recurso à câmara de ionização e respetivo electrómetro, modelo *RaySafe Xi*, no modo automático, foram obtidos valores de Dose [mGy] (para efeitos de tratamento de dados - cálculo CTDI, multiplica-se por 1 cm do comprimento da CI). Tendo em conta que a câmara de ionização tem autocorreção para as variações de pressão e temperatura, não se tem em conta o factor de conversão.

Para a câmara de ionização inserida em cada orifício foram efectuadas cinco medições. Como tal é essencial apresentar o desvio padrão da média,  $s$ , calculado do seguinte modo pela Equação 19:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^5 (x_i - \bar{x})^2}{(n-1)}}, \quad \text{Equação (19)}$$

Onde,

$\sum \bar{x}$  é a média e  $n$  o número de medições.

De seguida, nas respectivas tabelas, apresentam-se as medições efectuadas com e sem protecção de bismuto. Todos os valores foram adquiridos com 200 mAs, 120 kVp, 1 s e sem movimento da mesa.

Sem protecção de bismuto (200 mAs, 120 kVp, 1s)						
Orifício	Medida Electrómetro (mGy)	DPI (mGy.cm)	CTDI (mGy)	Média CTDI (mGy)	Desvio padrão média	Incerteza u (%)
0° (12h)	4,358	43,58	43,58	43,68	0,119	2,52
	4,386	43,86	43,86			
	4,372	43,72	43,72			
	4,375	43,75	43,75			
	4,361	43,61	43,61			
	4,355	43,55	43,55			
90° (15h)	4,124	41,24	41,24	41,50	0,325	2,24
	4,189	41,89	41,89			
	4,174	41,74	41,74			
	4,129	41,29	41,29			
	4,112	41,12	41,12			
	4,175	41,75	41,75			
180° (18h)	3,545	35,45	35,45	35,35	0,242	1,91
	3,532	35,32	35,32			
	3,559	35,59	35,59			
	3,502	35,02	35,02			
	3,560	35,60	35,60			
	3,512	35,12	35,12			
270° (21h)	3,976	39,76	39,76	40,11	0,262	2,16
	4,047	40,47	40,47			
	4,004	40,04	40,04			
	4,007	40,07	40,07			
	4,036	40,36	40,36			
	3,996	39,96	39,96			
Centro	3,960	39,60	39,60	39,87	0,154	2,15
	4,007	40,07	40,07			
	3,992	39,92	39,92			
	3,987	39,87	39,87			
	3,991	39,91	39,91			
	3,984	39,84	39,84			

Tabela 7- Medições efectuadas com fantoma de cabeça, sem protecções de bismuto

Para calcular o  $CTDI_w$ , no fantoma de cabeça, é necessário multiplicar os valores medidos e a colimação usada (1 cm), seguida do cálculo da média para as cinco medições em cada orifício e por último aplica-se a Equação 19.

Mediante os valores supra referidos, pode calcular-se o  $CTDI_w$  para o fantoma de cabeça :

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3}CTDI_{central} + \frac{2}{3}\sum \frac{CTDI_{periférico}}{4} \leftrightarrow$$

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3} \times 39.868 + \frac{2}{3} \times \left( \frac{43.678+41.505+35.350+40.110}{4} \right) = 40,06 \pm 2,16 \text{ mGy}, \quad \text{Equação (20)}$$

Sendo o CTDI periférico os valores medidos com a câmara inserida em cada um dos 4 orifícios periféricos do fantoma.

Para o cálculo do CTDI com as protecções de bismuto, seguimos o mesmo procedimento (exame/scan efectuado utilizando os mesmos parâmetros), e os resultados são:

- **CRISTALINO**

Com protecção de Bismuto (200 mAs, 120 kVp, 1s)						
Orifício	Medida Electrômetro (mGy)	DPI (mGy.cm)	CTDI (mGy)	Média CTDI (mGy)	Desvio padrão média	Incerteza u
0° (12h)	2,798	27,98	27,98	27,86	0,182	1,50
	2,810	28,10	28,10			
	2,764	27,64	27,64			
	2,777	27,77	27,77			
	2,780	27,80	27,80			
90° (15h)	2,798	27,98	27,98	27,86	0,182	1,50
	2,810	28,10	28,10			
	2,764	27,64	27,64			
	2,777	27,77	27,77			
	2,780	27,80	27,80			
180° (18h)	3,468	34,68	34,68	34,61	0,199	1,87
	3,444	34,44	34,44			
	3,441	34,41	34,41			
	3,462	34,62	34,62			
	3,490	34,90	34,90			
270° (21h)	3,653	36,53	36,53	36,62	0,276	1,98
	3,623	36,23	36,23			
	3,699	36,99	36,99			
	3,670	36,70	36,70			
	3,665	36,65	36,65			
Centro	3,321	33,21	33,21	33,42	0,325	1,80
	3,317	33,17	33,17			
	3,317	33,17	33,17			
	3,376	33,76	33,76			
	3,379	33,79	33,79			

Tabela 8 – Medições efectuadas com fantoma da cabeça, com a protecção de bismuto do cristalino  
Onde o CTDI ponderado para as medições com a protecção do cristalino é dado por:

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3}CTDI_{central} + \frac{2}{3}\sum \frac{CTDI_{periférico}}{4} \leftrightarrow$$

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3} \times 33.420 + \frac{2}{3} \times \left( \frac{36.620+34.610+27.858+27.858}{4} \right) = 32,30 \pm 1,74 \text{ mGy, Equação (21)}$$

- TIROIDE

Com protecção de Bismuto (200 mAs, 120 kVp, 1s)						
Orifício	Medida Electrómetro (mGy)	DPI (mGy.cm)	CTDI (mGy)	Média CTDI(mGy)	Desvio padrão média	Incerteza u
0° (12h)	2,937	29,37	29,37	29,38	0,076	1,58
	2,932	29,32	29,32			
	2,930	29,30	29,30			
	2,946	29,46	29,46			
	2,946	29,46	29,46			
90° (15h)	3,920	39,20	39,20	38,90	0,220	2,10
	3,859	38,59	38,59			
	3,897	38,97	38,97			
	3,890	38,90	38,90			
	3,885	38,85	38,85			
180° (18h)	3,724	37,24	37,24	37,01	0,341	2,00
	3,707	37,07	37,07			
	3,641	36,41	36,41			
	3,711	37,11	37,11			
	3,721	37,21	37,21			
270° (21h)	3,845	38,45	38,45	38,562	0,161	2,08
	3,842	38,42	38,42			
	3,848	38,48	38,48			
	3,867	38,67	38,67			
	3,879	38,79	38,79			
Centro	3,240	32,4	32,4	32,62	0,149	1,76
	3,271	32,71	32,71			
	3,273	32,73	32,73			
	3,253	32,53	32,53			
	3,273	32,73	32,73			

Tabela 9 - Medições efectuadas com fantoma da cabeça com a protecção de bismuto da tiroide.

Onde o CTDI ponderado para as medições com a protecção da tiroide é dado por:

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3}CTDI_{central} + \frac{2}{3}\sum \frac{CTDI_{periférico}}{4} \leftrightarrow$$

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3} \times 32,620 + \frac{2}{3} \times \left( \frac{29,382+38,902+37,008+38,562}{4} \right) = 34,85 \pm 1,88 \text{ mGy Equação (22)}$$

### 4.3.2 ATENUAÇÃO DAS PROTECÇÕES DE BISMUTO

A interacção da radiação X com a matéria faz-se através de diversos processos físicos. Estes processos são a difusão elástica de Rayleigh, o efeito fotoeléctrico, a difusão de Compton e a criação de pares electrão-positrão, sendo que probabilidade de ocorrência de cada um destes processos depende essencialmente da energia fotão e do tipo de material atravessado. A relação entre a intensidade inicial de um feixe de fotões  $I_0$  que atravessa um meio material segundo uma determinada direcção e a intensidade  $I$  após ter atravessado uma espessura  $x$  é dada pela Lei da atenuação exponencial [54]:

$$I = I_0 \cdot e^{-(\mu x)}, \quad \text{Equação (23),}$$

Onde  $\frac{I}{I_0}$  nos dá a percentagem de fotões atenuados por  $x$  mm de um determinado material com um coeficiente de atenuação linear mássico,  $\mu$  total.

Concretamente, no presente trabalho considera-se:

- 1 mm de Bismuto, cuja densidade é  $\rho=9,78 \text{ g/cm}^3$
- Para uma energia de 50 keV -  $\mu/\rho=8,379 \text{ cm}^2/\text{g}$  (coeficiente atenuação linear)

Uma vez que o coeficiente de atenuação linear mássico vem em unidade de  $\text{cm}^2/\text{g}$  é necessário normalizá-lo para unidade S.I. ( $\text{cm}^{-1}$ ). Logo,

$$I = I_0 \cdot e^{-\left(\frac{\mu}{\rho} x\right)} \Leftrightarrow I = I_0 \cdot e^{-\left(\frac{\mu}{\rho} x \cdot \rho\right)} \Leftrightarrow I = I_0 \cdot e^{-(\mu x)}, \quad \text{Equação (24),}$$

Assim para  $x=1$  mm de Bismuto:

$$I = I_0 \cdot e^{-\left(\frac{\mu}{\rho} x\right)} \Leftrightarrow \frac{I}{I_0} = e^{-(8,379 \times 0,1 \times 9,78)} = 0,03\%, \quad \text{Equação (25),}$$

o que significa que 99,97% dos fotões sofreram atenuação pelo bismuto.

Mostra portanto que para a espessura da protecção de Bismuto utilizada, poderíamos ter uma redução de dose até 99,97%, aproximadamente. Nas medições realizadas há redução de dose, tal como mostra o gráfico que se segue.

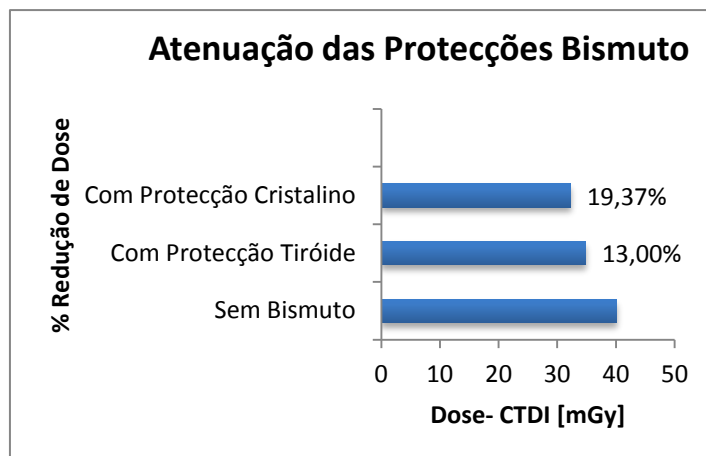


Figura 29 – Gráfico representativo da redução de dose provocada pelas proteções de bismuto.

Os valores são consideravelmente mais baixos, em comparação com o valor calculado teoricamente, uma vez que existem factores que podem condicionar a dose absorvida na fase hospitalar. Exemplos disso são o posicionamento da protecção de bismuto no fantoma, o alinhamento deste com os feixes de laser do equipamento TC e ainda colocação da câmara de ionização em cada orifício pode causar um pequeno descolamento deste e consequentemente da protecção em causa. Além destes aspectos, há que realçar o facto das protecções de bismuto (da tiroíde e do cristalino) serem um material composto com uma percentagem equivalente deste e com densidade consideravelmente mais baixa que o valor teórico.

Porém à que destacar o facto do cálculo teórico ter sido efectuado para 50 keV enquanto que na prática o feixe atinge no máximo uma energia de 120 keV. Este pressuposto, reforça assim, a discrepância entre os valores teórico e experimental obtidos.

#### 4.3.3 Incertezas associadas às medições

Existem três incertezas a ter em conta no cálculo da incerteza associadas aos valores medidos. Segundo a Lei da Propagação das Incertezas [53], temos:

$$u = \sqrt{u_{FC}^2 + u_d^2 + u_{vm}^2}, \quad \text{Equação (26)}$$

Onde,

$u_{FC}$  é a incerteza associada à calibração do equipamento, neste caso a câmara de ionização;

$u_d$  está relacionada com a colocação da câmara de ionização no orifício do fantoma e com o alinhamento do fantoma.

$u_{vm}$  está associada aos valores medidos, portanto é o desvio padrão da média anteriormente referido.

Passando a uma exposição mais detalhada, temos que a incerteza associada à calibração da câmara de ionização é fornecida conjuntamente com esta nas especificações do equipamento e é de cerca de 5%. No que respeita à incerteza relativa à colocação da câmara e alinhamento com o feixe de *laser's*, podemos dizer que ambos os contributos prendem-se com a distância da câmara à fonte de raios-X e é dada por:

$$u_d = \frac{\frac{2}{d} \times 0,3}{\sqrt{3}}, \quad \text{Equação (27)}$$

Aqui, 2 e  $\sqrt{3}$  são constantes,  $d$  representa a distância entre a fonte e a câmara de ionização e 0,3 é a margem de variação máxima de erro na colocação e estabilização do fantoma.

Como referido acima,  $u_{vm}$  está associada aos diferentes desvios da média calculados.

Então, recorrendo à Equação 26, apresentam-se, nas tabelas seguintes, a incerteza associada às medidas de cada orifício com e sem bismuto.

Medições CTDI e incerteza associada- SEM Bismuto		
Orifício	Média CTDI (mGy)	Incerteza u (%)
0°	46,68	2,52
90°	41,50	2,24
180°	35,35	1,91
270°	40,11	2,16
Central	39,87	2,15

Tabela 10- Medições CTDI e respectivas incertezas

Afim de calcular a incerteza associada ao valor de  $CTDI_w$  considerou-se a lei da propagação das incertezas recorrendo à fórmula quadrática que a incerteza nas medidas é independentes e aleatórias.

Tem-se, portanto:

$$u_{CTDI_{w,medido}} = \left( \sqrt{5^2 + 2^2} \right) \times 40,06 = 2,16 \% \quad \text{Equação (28)}$$

Onde se tem 5% associados à calibração e 2% da auto-calibração para pressão e temperatura da câmara de ionização.

Seguindo o mesmo raciocínio acima descrito, tem-se para a protecção de bismuto para o cristalino:

Medições CTDI e incerteza associada (com bismuto)		
Orifício	Média CTDI (mGy)	Incerteza u (%)
0°	27,86	1,50
90°	27,86	1,50
180°	34,61	1,87
270°	36,62	1,98
Central	33,42	1,80

Tabela 11- Medições CTDI e respectivas incertezas

Para o cálculo da incerteza associada ao  $CTDI_w$ , também se considerou a conta a lei da propagação das incertezas recorrendo à fórmula quadrática que a incerteza nas medidas é independentes e aleatórias.

Tem-se assim:

$$u_{CTDI_{w,medido}} = \left( \sqrt{5^2 + 2^2} \right) \times 32,30 = 1,74\% \quad \text{Equação (29),}$$

Onde se tem 5% associados à calibração e 2% da auto-calibração para pressão e temperatura da câmara de ionização.

Seguindo o mesmo raciocínio acima descrito, tem-se para a protecção de bismuto para o tiróide:

Medições CTDI e incerteza associada (com bismuto)		
Orifício	Média CTDI (mGy)	Incerteza u (%)
0°	29,38	1,58
90°	38,90	2,10
180°	37,01	2,00
270°	38,56	2,08
Central	32,62	1,76

Tabela 12 - Medições CTDI e respectivas incertezas

Para o cálculo da incerteza associada ao  $CTDI_w$ , também se teve em conta a lei da propagação das incertezas recorrendo à fórmula quadrática que a incerteza nas medidas é independentes e aleatórias.



Tem-se assim:

$$u_{CTDI_{w,medido}} = \left( \sqrt{5^2 + 2^2} \right) \times 34,85 = 1,88 \% \quad \text{Equação (30)}$$

Onde se tem 5% associados à calibração e 2% da auto-calibração para pressão e temperatura da câmara de ionização.

Simulações Monte Carlo da redução da dose no cristalino e na tiroide em exames de Tomografia Computorizada utilizando proteções de bismuto

## 5. SIMULAÇÕES POR MÉTODOS MONTE CARLO

---

### 5.1 Conceitos Básicos

O nome “Monte Carlo” foi utilizado, pela primeira vez em 1940 por cientistas de Los Alamos num projecto de bombas nucleares, para classificar uma classe de métodos numéricos baseados em números aleatórios. Hoje em dia, os métodos de Monte Carlo são utilizados para resolver problemas físicos e matemáticos complexos, nomeadamente que envolvam múltiplas variáveis e exigem memória e tempo computacionais. Os métodos de Monte Carlo são utilizados para efectuar a simulação do transporte de partículas e suas interacções com os materiais, bem como modelação de sistemas físicos (equipamentos, infra-estruturas) envolvendo feixes de partículas, fontes de radiação e materiais radioactivos. Os métodos de Monte Carlo recorrem a princípios fundamentais da Teoria das Probabilidades e da Estatística, de modo a simular o carácter estocástico, aleatório, das interacções das partículas com a matéria, respeitando as leis da Física e as secções eficazes de interacção.

Na simulação do transporte de radiação a história da partícula é vista como uma sequência aleatória de trajectos livres ao longo das quais perde energia e muda sucessivamente de direcção, podendo ocasionalmente produzir uma ou mais partículas secundárias e que termina numa interacção onde é absorvida ou tem energia inferior a um limiar pré-definido.

A fim de simular estas histórias é crucial obter informação acerca dos processos físicos a simular, precisamente sobre as probabilidades de interacção (secções eficazes) das partículas com os átomos dos materiais que atravessam para os diversos tipos de interacções. É necessário estabelecer um “modelo de integração”, isto é, estabelecer um conjunto de secções eficazes diferenciais (DCS- *diferencial cross sections*) que determinam as funções densidade de probabilidade (PDF- *probability distribution functions*) das variáveis aleatórias que caracterizam o percurso e as interacções das partículas, nomeadamente:

- O livre percurso entre interacções sucessivas,
- O tipo interacção,
- A energia da partícula incidente após a interacção
- O ângulo de deflexão da partícula incidentedevido à interacção,

- A multiplicidade de partículas geradas na interação,
- A identidade e direcção das partículas geradas na interação
- Etc.

Com conhecimento prévio das PDF podem simular as trajectórias e interacções aleatórias das partículas (“histórias”), utilizando adequados métodos de amostragem.

Significa que, as simulações utilizando métodos de Monte Carlo, implicam a realização de uma simulação numérica ao invés da resolução de uma equação ou um conjunto de equações que regem a Física do problema a ser simulado. Portanto qualquer simulação por métodos de Monte Carlo inicia-se com a criação e implementação de um modelo do sistema real de interesse (equipamento gerador de radiação-X, detector, corpo humano, fantoma, etc.), das geometrias e materiais constituintes, seguido da simulação das interacções das partículas utilizando métodos e algoritmos de amostragem das PDF que caracterizam o processo físico. Um esquema simplificado é fornecido na figura 30.

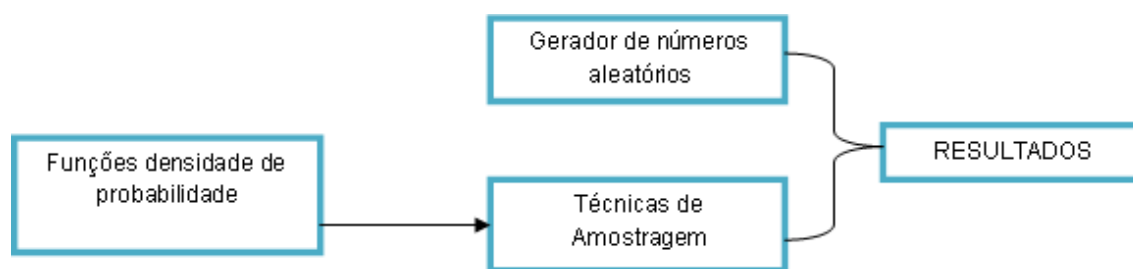


Figura 30- Funcionamento do Método de Monte Carlo

No que respeita às aplicações médicas, os métodos de Monte Carlo [55] têm-se tornado ao longo dos anos uma ferramenta fundamental para cálculos de dosimétricos (dose absorvida, dose equivalente, dose efectiva, fluências e fluxos de partículas, energias depositadas em detectores, etc.) e de relevância em Protecção Radiológica. Este método tem sido aplicado recorrentemente para a avaliação de dose em procedimentos de diagnóstico e estudos sobre a qualidade de imagens médicas.

Devido à disseminação deste método surgiram vários programas computacionais, tais como MCNP(X), FLUKA, GEANT4, PENELOPE (utilizado neste trabalho), entre outros, que permitem, entre muitos outros tópicos) abordar e avaliar a redução de dose para o paciente em exames radiológicos médicos, tema central desta dissertação.

## 5.2 O Programa PENELOPE

PENELOPE (*PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons in matter*) é um programa de simulação por métodos de Monte Carlo utilizado em Física das Radiações para o transporte de electrões e fotões. Este programa permite efectuar a simulação do transporte electrões/positrões e fotões numa gama de energias de 50 eV a 1 GeV.

### 5.2.1 Estrutura e operação do código PENELOPE

Na presente dissertação optou-se pela utilização do código PENELOPE (Versão 2008) para as modelações e simulações necessárias.

O PENELOPE é um programa de simulação por métodos de Monte Carlo, escrito em linguagem de programação FORTRAN, que tem por base o uso das sub rotinas *penelope.f*, *penvared.f*, *pengeom.f* e *timer.f*, as quais necessitam dum programa principal para funcionarem. Neste programa é simulado o transporte de electrões/positrões e fotões em sistemas de materiais constituídos por regiões homogéneas (*bodies*), limitadas por interfaces bem definidas. Para a modelação de um problema real, são necessárias pelo menos três ficheiros; um referente à geometria, um ficheiro de entrada (*input*) onde estão todas as especificações da fonte a utilizar e por fim um ficheiro para cada material definido contendo informações necessárias para a simulação da física das interacções das partículas nesse material.

Para a especificação das geometrias, utilizam-se estruturas designas “bodies”. Um *body* é um volume limitado no espaço por superfícies quadráticas definidas num ficheiro de extensão **.geo**. Para a sua definição correcta é ainda necessário definir o *SIDE POINTER* que define se um dado ponto de coordenadas (x,y,z) se encontra dentro ou fora da superfície e o material que o constitui. Para visualização da geometria implementada recorre-se à aplicação **gview2d.exe**, contida na sub-rotina *pengeom.f*, de onde se pode inferir se está conforme o desejado [56].

#### 5.2.1.1 Programa Principal- Penmain

Como referido anteriormente, o Penmain ao ser um programa principal necessita de sub-rotinas que permitem o seu funcionamento, nomeadamente:

- O ficheiro *penelope.f* que efectua cálculos preliminares, procedimentos para diferentes processos de interacção e transporte de radiação.
- O ficheiro *Pengeom.f* que executa o transporte das partículas ao longo das superfícies quadráticas e inclui o programa *gview2D* para visualização da geometria implementada.
- O ficheiro *penvared.f* que contém sub-rotinas que elaboram a divisão das partículas e os mecanismos de interacção da radiação com a matéria.
- O ficheiro *timer.f* permite especificar o tempo da simulação.

O programa principal de simulação *penmain* permite efectuar simulação do transporte de electrões e fotões, onde os dados relevantes desta, como materiais e respectivas energias de corte, entre outros, estão acessíveis num ficheiro denominado *penmain*.

O ficheiro de entrada tem a seguinte informação / estrutura:

- **Título do problema/sistema que se pretende simular**
- **Definição da fonte** – onde se devem salientar o tipo de partícula (electrões, fotões ou positrões) e as energias emitidas pela fonte (espectro monoenergético ou espectro de energias)
- **Posição** inicial da fonte
- **Distribuição angular** das partículas emitidas pela fonte (especificação dos ângulos *theta* e *alfa*)
- **Definição dos materiais** – como referido anteriormente para cada material é criada um ficheiro específico que é invocado no programa principal. É de notar que, o PENELOPE contém uma base de dados de 99 elementos que podem ser utilizados para especificações dos materiais, podendo ainda acrescentar-se materiais ou compostos a esta base de dados.  
Na construção das superfícies é-lhe atribuída uma constituição, com um dado material, onde é identificado com um número, mencionado no ficheiro inicial. Daí ser de extrema importância respeitar a ordem pela qual eles são colocados nesse ficheiro. Os parâmetros de simulação, tais como energias de corte para diferentes materiais também devem ser especificados neste item.
- **Definição da Geometria** – o ficheiro da geometria (extensão.geo) deverá ser invocado no programa principal. Aqui devem especificar-se todos os volumes necessários para representar a geometria do sistema físico - constituído neste trabalho por equipamentos (tomógrafo), detectores de radiação (câmara de ionização), fantomas, etc. - que se pretende simular. É de salientar que primeiro devem definir-se os volumes básicos e de seguidas aqueles nos quais estes estão incluídos, utilizando-se para cada situação a descrição *body* e *module*, respectivamente. O PENELOPE permite a utilização de várias superfícies quadráticas, como apresentado na figura que se segue.

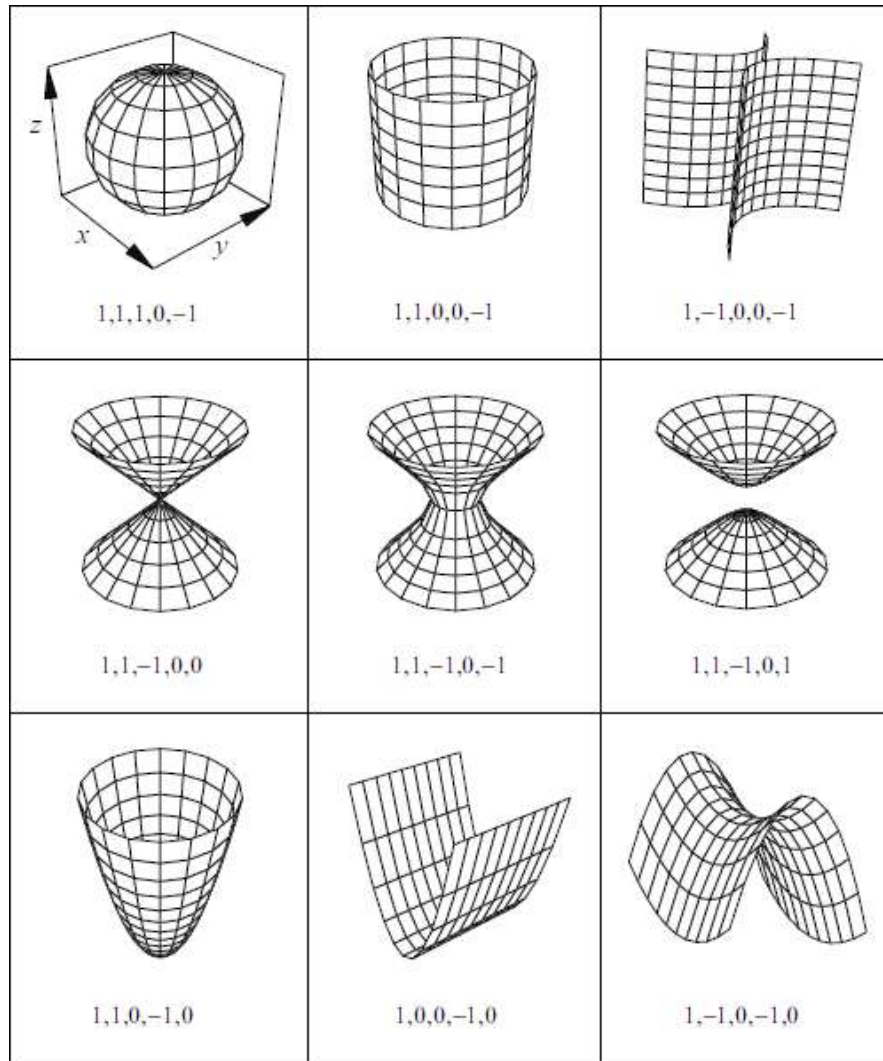


Figura 31. Superfícies Quadráticas disponíveis, para definir a geometria do sistema físico que se pretende simular.

- Distribuição das partículas emergentes – especificações da energia e dos ângulos polar e azimutal.
- Propriedades da simulação – tempo de simulação e número de eventos.

### 5.3 Incertezas Estatística em Monte Carlo

Qualquer valor de interesse  $Q$  é determinado como sendo um valor médio obtido a partir de um elevado número de simulações  $N$ . Matematicamente, pode ser determinado através da expressão:

$$Q = \int q p(q) dq, \quad \text{Equação(31)}$$

Onde  $p(q)$  é a função densidade de probabilidade e ao simular um evento individual, obtém-se um valor aleatório  $q$ , distribuído de acordo com  $p(q)$ .

No entanto para o Método de Monte Carlo são geradas cascatas de eventos de interacções aleatórias cada uma com uma função densidade de probabilidade característica. Logo o valor  $Q$  é estimado por:

$$\bar{Q} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i, \quad \text{Equação (32)}$$

Já a energia média depositada  $E_{dep}$  por cada electrão incidente ao longo duma amostra é determinado pela equação que se segue:

$$E_{dep} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_i, \quad \text{Equação (33)}$$

Onde  $e_i$  é a energia depositada por todas as partículas em cada evento  $i$ .

O desvio padrão utilizado em Monte Carlo é obtido pela expressão seguinte:

$$\sigma_Q = \sqrt{\frac{\text{var}(q)}{N}} = \sqrt{\frac{1}{N} \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N q_i^2 - Q^2 \right]}, \quad \text{Equação (34)}$$

O resultado da simulação é dado do seguinte modo:  $Q \pm 3\sigma_Q$ , em que a probabilidade de se encontrar o valor correcto de  $Q$  é 99,7%. [56]

## 5.4 Fantomas de Voxel

Um fantoma de *voxel* antropomórfico é um modelo computacional que define a geometria do corpo humano e a anatomia, massa e volume dos órgãos e tecidos constituintes, por intermédio de pequeníssimos volumes (*voxel*'s). Ou seja, há uma subdivisão de volumes em elementos volumétricos de dimensão reduzida (normalmente na ordem do  $\text{mm}^3$ ). Estes fantasmas podem ser utilizados em simulações por métodos de Monte Carlo, para calcular com grande exactidão as doses em órgãos e outras grandezas dosimétricas de relevância para avaliar os aspectos de Protecção Radiológica do paciente.



## 5.5 Implementação do modelo do Tomógrafo e do “setup” de medições

Para implementar, o equipamento de TC em PENELOPE foi essencial realizar pesquisa acerca das estruturas a definir na geometria modelada computacionalmente. Uma vez que a dose no paciente se relaciona directamente com a energia e geometria do feixe incidente de raios-X (determinadas pelos filtros e colimador), os componentes a simular são:

- Os filtros (*flat filter* e *bowtie filter*),
- O colimador,
- O fantoma
- A câmara de ionização)
- As protecções de bismuto (tiroide e cristalino),

Tal como representado na figura 32 [58].

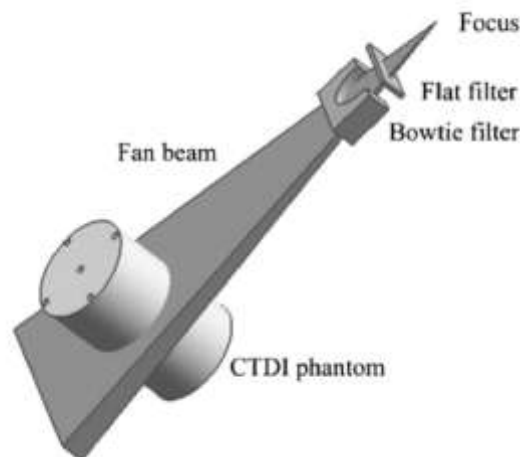


Figura 32 - Geometria adoptada para simulação do equipamento de TC e do setup de medições (fantoma, e câmara de ionização e protecções de bismuto – estas últimas não visíveis na Figura)). Assume-se que os fótons são emitidos dum ponto localizado no ânodo do tubo de raio-X. [58]

### 5.5.1 Definição da fonte de raios-X

O espectro de raio-X utilizado foi obtido no programa de espectros do IPEM- SRS-78 (*Institute of Physics and Engineering in Medicine*), uma vez que o fabricante não forneceu quaisquer tipos de informações. Para obtenção do espectro neste programa, há que fornecer determinadas características. São elas: material do ânodo (tungsténio), ângulo alvo ( $12^\circ$ ), tensão (120kVp), distância de referência (considerou-se 54 cm desde a fonte até ao isocentro do equipamento de TC), filtro *flat* (0,25 cm alumínio). Obteve-se o seguinte espectro:

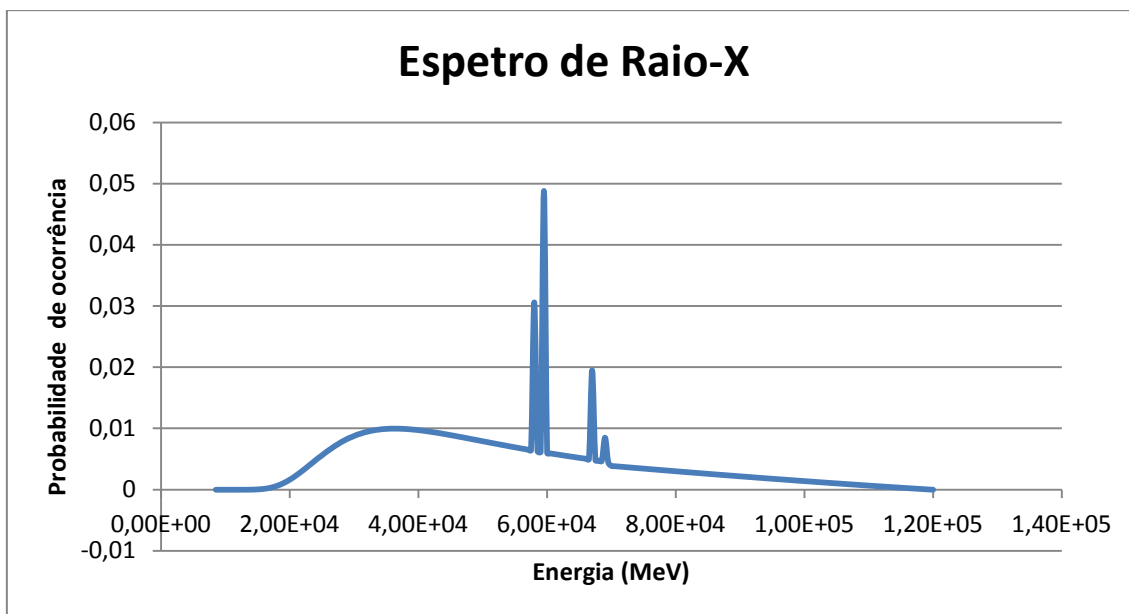


Figura 33- Espectro de raios-X simulado

Visualizando a Figura 33, percebe-se que o espectro se encontra filtrado para baixas energias (abaixo de 20 keV) e que os picos de energia característica se situam entre os 60 e 70 keV. É notória a proximidade com o espectro usado em Gu et al., [58], no que respeita aos picos de energia característica e à filtração para mesmas baixas energias com recurso ao *flat filter* de 0,25 cm.

### 5.5.2 Definição dos materiais e das geometrias

Salienta-se que todas as dimensões e distâncias simuladas/apresentadas resultam de muita pesquisa bibliográfica [59, 60], uma vez que o fabricante não disponibiliza tais dados.

#### 5.5.2.1 Tomógrafo

O equipamento de TC simulado (série GE © *BrightSpeed*) tem a abertura da *gantry* de 70 cm, a distância do ponto focal ao isocentro é de 54 cm, sendo a distância do ponto focal aos detectores 95 cm. O modelo implementado encontra-se representado na Figura 34.

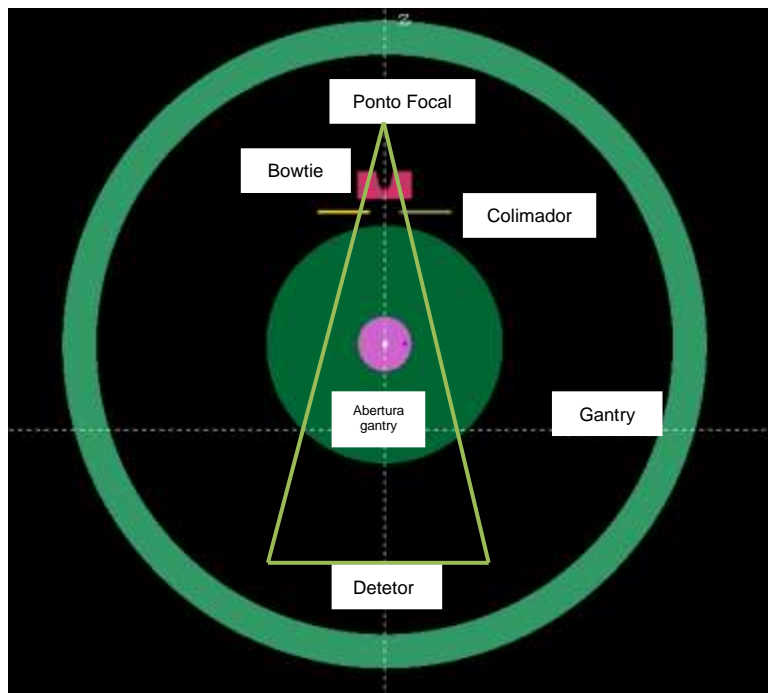


Figura 34 - Esquema do tomógrafo simulado (o feixe cónico ilustrado não se detecta na implementação)

#### 5.5.2.2 Filtro Bowtie

O filtro *bowtie* é composto por grafite e coberto de alumínio, o que contribui para melhorar a qualidade de imagem mediante a modulação da fluência, a redução da radiação dispersa e redução da dose no paciente, resultando assim numa melhoria na precisão dos números de CT, uniformidade de imagem e detectabilidade de baixo contraste. Dada a sua importância, tentou implementar-se este filtro o mais próximo da realidade, uma vez que o fabricante não forneceu informações específicas acerca das suas dimensões. De acordo com alguma bibliografia foi possível reproduzir a sua forma algo complexa. Deste modo, a geometria conta de uma box de 8,2 cm de altura cortada por um elipsoide com eixos maior e menor de 7,6 cm e 13,5 cm, respectivamente, sendo a geometria resultante mostrada na figura que se segue:

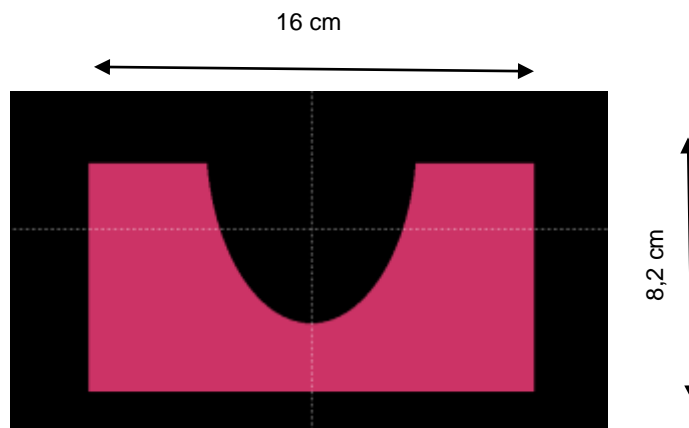


Figura 35- Filtro Bowtie implementado com espessura igual a 2,3 cm

### 5.5.2.3 Colimador

O colimador é a o principal componente no equipamento TC que que determina a distribuição espacial (“forma”) do feixe de raios-X. Para implementá-lo foram necessários alguns cálculos trigonométricos na medida em que partindo do FOV (do inglês- *Field of view*), dimensão do campo do feixe no isocentro, se descobrisse qual a abertura do feixe a 39 cm do isocentro. Salienta-se que as dimensões exactas do colimador são desconhecidas.

Implementou-se um colimador paralelepípedo (em PENELOPE por definição de 6 planos para cada *body* implementado) com a abertura que permitisse obter o FOV desejado, como a figura que se segue:

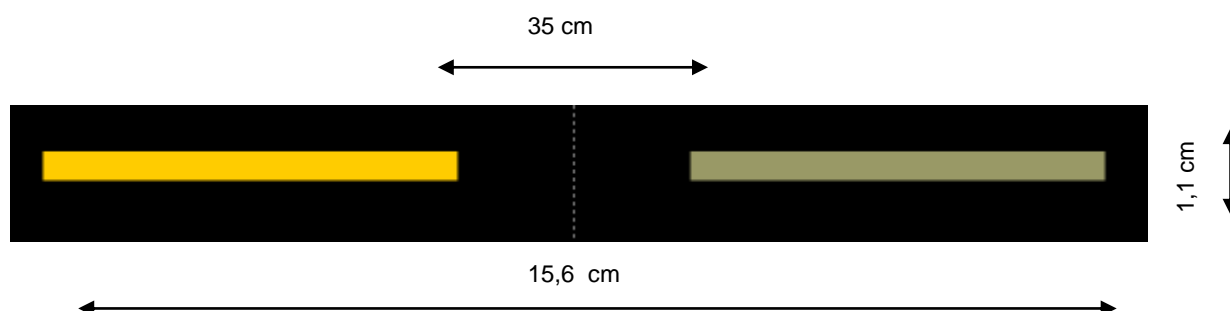


Figura 36 – Colimador simulado de 0,56 cm de espessura

### 5.5.2.4 Fantoma e Câmara de Ionização

O fantoma e câmara de ionização simulados são aqueles descritos no capítulo 4. O fantoma craniano é de PMMA (densidade  $1,19 \text{ g.cm}^{-3}$ ) tem 15 cm de comprimento e 16 cm de diâmetro. Tem 5 orifícios (um central os restantes 4 a 1 cm da superfície do fantoma e separados de  $90^\circ$ ) onde se insere ou a câmara de ionização ou os adaptadores de PMMA. Seguidamente apresenta-se a geometria implementada:

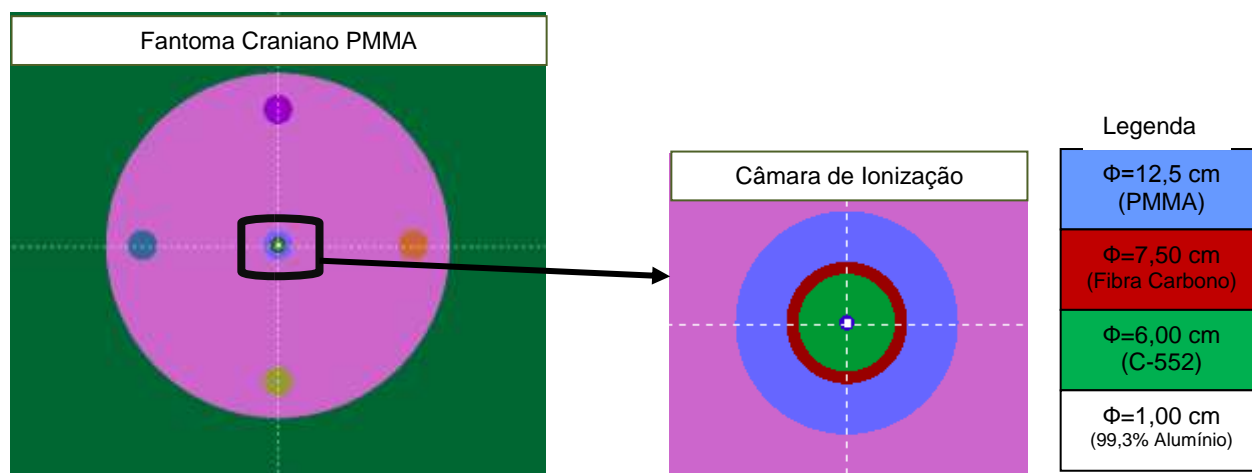


Figura 37- Esquema da geometria do fantoma e câmara de ionização simulada em PENELOPE v.2008

### 5.5.2.5 Protecções de Bismuto

As denominadas "protecções de bismuto" utilizadas nas medições hospitalares e implementadas em PENELOPE apresentam 0,1 cm de espessura e são constituídas por um composto contendo bismuto com densidade equivalente a  $1,7 \text{ g.cm}^{-3}$ . Para o estudo realizado na presente dissertação, utilizaram-se duas protecções, uma para a tiroide e outra para o cristalino. É de notar que as suas dimensões e composição são facilmente conhecidas. As dimensões são apresentadas nas figuras que se seguem.

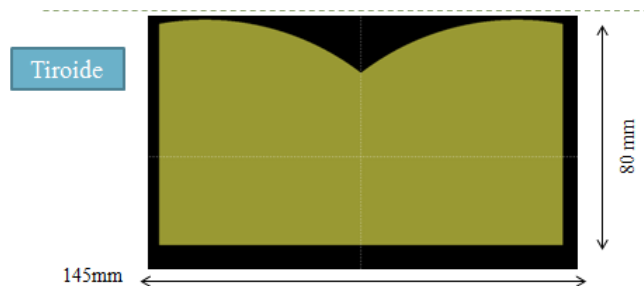


Figura 38- Geometria implementada da protecção da tiroide simulada

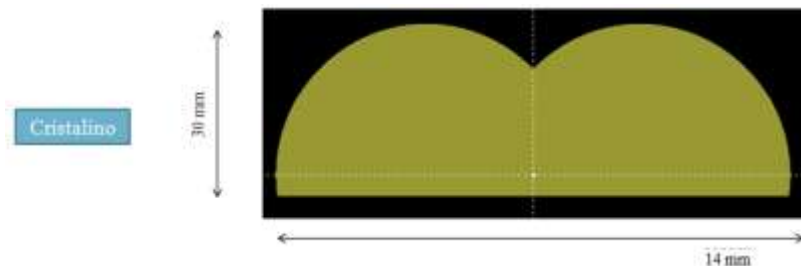


Figura 39 – Geometria implementada da protecção do cristalino simulada

## 5.6 Metodologia

Ao efectuar-se uma rotação de  $360^\circ$  no equipamento de TC, o conjunto constituído pelo ponto focal do feixe, filtros e colimador (CFFC) roda também, assumindo que o feixe é contínuo ao longo do tempo. Como em programas que utilizam métodos de Monte Carlo, um movimento contínuo do sistema não é conseguido, optou-se por simular 18 posições do CFFC (em passos de  $20^\circ$ ) para os orifícios 12h, 3h e 9h do fantoma e 36 posições (em passos de  $10^\circ$ ) para os orifícios central e 6h, ao longo do eixo de rotação. Este procedimento foi adoptado devido ao tempo associado à componente computacional (CPU), uma vez que o orifício central é aquele que está mais distante da fonte exigindo assim maior tempo de computação e porque o orifício das 6h sofre uma grande atenuação do feixe incidente demonstrado pelo factor de ponderação

(influenciado pela existência da cama, como descrito no capítulo 6 que se segue); Isto é, aproximou-se o movimento contínuo de 1 rotação durante 1 s, como sendo equivalente à sobreposição de 18 ou 36 posições estáticas de irradiação.

Tendo-se assim, para as posições de 12h, 3h e 9h:

- Um tempo de exposição 1/18 s
- Uma cobertura angular de 20°, entre 0 e 360°
- Uma posição angular do feixe e sistema correspondendo a 0°, 20°, 40°, 60°, 80°, 100°, 120°, 140°, 160°, 180°, 200°, 220°, 240°, 260°, 280°, 300°, 320°, 340°, 350°

E para as posições de 6h e central:

- Um tempo de exposição 1/36 s
- Uma cobertura angular de 10°, entre 0 e 360°
- Uma posição angular do feixe e sistema correspondendo a 0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°, 100°, 110°, 120°, 130°, 140°, 150°, 160°, 170°, 180°, 190°, 200°, 210°, 220°, 230°, 240°, 250°, 260°, 270°, 280°, 290°, 300°, 310°, 320°, 330°, 340°, 350°

Decorrida cada simulação, extraem-se os valores correspondentes à média da energia depositada (eV) no *body* de interesse (volume sensível da câmara de ionização) do ficheiro de resposta e seus respectivos erros relativos. Seguidamente faz-se a normalização da energia para valores de dose (J/kg ou Gray) que será apresentada no próximo capítulo. É importante referir que a normalização faz-se, para cada orifício, quando é finalizada a rotação de 360°. Por fim, aplica-se a Equação 35 (já referida no capítulo 4, na secção 4.2.2) para obter o valor de CTDI:

$$CTDI_{w,medido} = \frac{1}{3}CTDI_{central} + \frac{2}{3}\sum_4 \frac{CTDI_{periférico}}{4}, \quad \text{Equação (35)}$$

## 6. RESULTADOS COMPUTACIONAIS

---

### 6.1 Normalização para unidade de dose

Uma vez que os resultados computacionais nos ficheiros de saída (“output”) são expressos em unidade de energia [eV], é necessário, em primeiro lugar, convertê-los em unidade de dose J/kg (onde 1 Gray = 1 J/kg). Ou seja, inicialmente faz-se a seguinte conversão:

$$1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J}, \quad \text{Equação (36)}$$

Depois, para o valor obtido ser dado em J/kg tem de se dividir pela massa. Para o efeito, há que calcular o volume da região sensível da câmara de ionização (cilindro de 0,3 cm de raio e comprimento de 15 cm), seguido do cálculo da sua massa através da densidade do C-552. Temos então:

$$V = \pi r^2 \times h, \quad \text{Equação (37)}$$

(Volume do cilindro de interesse na câmara de ionização, onde r=raio e h=comprimento, ambos dados em cm)

e

$$\rho = \frac{m}{V}, \quad \text{Equação (38)}$$

Onde  $\rho$  é a densidade ( $1,76 \text{ g.cm}^{-3}$ ), m a massa (incógnita) e V o volume calculado anteriormente.

Conhecida a dose por partícula emitida pela fonte (fotão) há que normalizar os resultados ao número total de partículas emitidas pela fonte de radiação X. O número total de fótons obtém-se através do produto entre a corrente do feixe (mA) e o tempo de exposição (s), utilizando o parâmetro mAs, cujo valor nominal é característico do modo de funcionamento do tomógrafo.

Se,

$$1 \text{ A} = \frac{1 \text{ Coulomb}}{1 \text{ s}}, \quad \text{Equação (39)}$$

E que,

$$1 \text{ Coulomb} = \frac{1}{1,6 \times 10^{-19}} \text{ electrões} = 6,25 \times 10^{18} \text{ electrões}, \quad \text{Equação (40)}$$

Vem,

$$1 \text{ A} = \frac{6,25 \times 10^{18}}{1 \text{ s}} \text{ eletrões} \Leftrightarrow 6,25 \times 10^{18} \text{ eletrões}, \quad \text{Equação (41)}$$

(durante o intervalo de tempo considerado, 1 segundo)

As medições foram efectuadas para um valor nominal de funcionamento do tomógrafo de 200 mAs.

Consideraram-se ainda dois factores de conversão:

- A eficiência de conversão de electrões em fotões no ânodo é de 1% (0,01); [62]
- Factor de ponderação associado ao ângulo de rotação (FP);

Conforme os factores mencionados anteriormente, a dose é calculada através da soma de todas as interações efectuadas em cada orifício (para 0°, 90° e 270° consideram-se 18 posições- Equação (42), para o centro e os 180° consideram-se 36 posições- Equação (43)) e é dada por:

$$Dose_{total} = \frac{\sum_{i=1}^{18} [\text{soma das energias médias}] \times 1,6 \times 10^{-19} \times 6,25 \times 10^{18} \times 200 \times 10^{-3} \times 0,01 * FP}{\text{Massa} \times 0,001 [Kg]}, \quad \text{Equação (42)}$$

ou

$$Dose_{total} = \frac{\sum_{i=1}^{36} [\text{soma das energias médias}] \times 1,6 \times 10^{-19} \times 6,25 \times 10^{18} \times 200 \times 10^{-3} \times 0,01 * FP}{\text{Massa} \times 0,001 [Kg]} \quad \text{Equação (43)}$$

Onde soma das energias médias corresponde ao resultado extraído das simulações.

O factor de ponderação calculou-se como sendo a razão entre o CTDI medido para o orifício em questão estava a sofrer simulações e o valor máximo de de CTDI médio (orifício a 0°). Obtiveram-se portanto os seguintes valores:



Factor de Ponderação (FP)	
<i>0°</i>	1,00
<i>90°</i>	0,95
<i>180°</i>	0,81
<i>270°</i>	0,92
<i>Centro</i>	0,91

Tabela 13 – Factores de Ponderação Considerados [62]

Estes factores foram calculados com o intuito de minimizar as fontes de incerteza relativamente à rotação da gantry e à não inclusão da mesa no modelo implementado do equipamento de Tomografia Computorizada.

## 6.2 Valores obtidos nas simulações e sua Análise

As simulações efectuadas seguem a normalização descrita na secção 6.1, para os resultados computacionais obtidos com e sem utilização de protecções de bismuto.

Para efectuar uma análise correcta do estudo em questão, apresentam-se os valores obtidos por simulação (S), os valores de dose medidos (C) e o quociente de ambos. Os valores de dose simulados obtiveram-se aplicando a equação 44 às 5 tabelas do ANEXO B, correspondentes às diferentes posições iteradas para os 5 orifícios do fantoma. A incerteza relativa ao quociente S/C, calculada pela seguinte expressão:

$$\frac{\sigma\left(\frac{S}{C}\right)}{\frac{S}{C}} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_S}{S}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_C}{C}\right)^2}, \quad \text{Equação (44)}$$

### 6.2.1 SEM PROTECÇÕES DE BISMUTO

De seguida apresentam-se os resultados das simulações sem aplicação das protecções de bismuto. Realça-se que as incertezas do Monte Carlo são fundamentalmente estatísticas (número de partículas utilizadas para o *scoring*).

Orifício	Dose (mGy)	Incerteza estatística(%)
0°	45,90	5,14
90°	39,86	4,78
180°	23,84	1,39
270°	44,51	11,9
Central	39,11	19,1

Tabela 14 – Resultados computacionais sem protecções de bismuto

Comparando com os resultados obtidos nas medições, como demonstrado pela tabela 15, há concordância para todos os orifícios excepto o de 180°. Uma vez que a razão entre os valores simulados (S) e os valores medidos (C)) se apresenta em torno do valor um, traduzindo-se assim numa correlacção entre os dados obtidos pelas duas vias de actuação.

Orifício	SEM BISMUTO (C) mGy	Incerteza (%)	SEM BISMUTO (S) mGy	Incerteza estatística (%)	RAZÃO (S/C)	Incerteza
0°	43,68	2,52	45,90	5,14	1,05	0,13
90°	41,51	2,24	39,86	4,78	0,96	0,13
180°	35,35	1,91	23,84	1,39	0,67	0,05
270°	40,11	2,16	44,51	11,9	1,11	0,30
Centro	39,07	2,15	39,11	19,1	1,00	0,49
CTDI, ponderado	40,06	2,16	38,70	7,74	0,97	0,20

Tabela 15 – Comparação entre os resultados computacionais obtidos por simulação Monte Carlo e as medições efectuadas.

Os resultados obtidos por simulações Monte Carlo estão em razoável concordância (excepto para o orifício de 180°) com os valores medidos (da análise da razão calculada), o que permite adquirir confiança na validade do modelo computacional implementado. Seguidamente introduziram-se as protecções de bismuto para a tiroide e para o cristalino, ao modelo desenvolvido computacionalmente e efectuou-se a mesma análise acima descrita.

## 6.2.2 COM PROTECÇÕES DE BISMUTO

Na tabela 16 apresentam-se os resultados computacionais obtidos por simulações de Monte Carlo, utilizando a protecção de bismuto para a tiroide. Realça-se que as incertezas do Monte Carlo são fundamentalmente estatísticas (número de partículas utilizadas para o *scoring*).

Orifício	Dose (mGy)	Incerteza estatística (%)
<b>0°</b>	23,26	1,32
<b>90°</b>	34,62	4,08
<b>180°</b>	18,84	1,05
<b>270°</b>	37,36	5,93
<b>Central</b>	24,30	0,52

Tabela 16 – Resultados computacionais utilizando a protecção de bismuto para a tiroide.

Na tabela 17, e estão listados os valores computacionais (S) obtidos por simulação Monte Carlo e os valores medidos (C) utilizando câmara de ionização, assim como as incertezas a correspondentes:

Orifício	Tiroide (C) mGy	Incerteza (%)	Tiroide (S) mGy	Incerteza estatística (%)	RAZÃO (S/C)	Incerteza
<b>0°</b>	29,38	1,58	23,26	1,32	0,79	0,06
<b>90°</b>	38,90	2,10	34,62	4,08	0,89	0,11
<b>180°</b>	39,92	2,00	18,86	1,05	0,47	0,035
<b>270°</b>	38,56	2,08	37,36	5,98	0,97	0,16
<b>Centro</b>	32,62	1,76	24,30	0,52	0,74	0,04
<b>CTDI, ponderado</b>	<b>34,84</b>	<b>1,88</b>	<b>27,1</b>	<b>2,59</b>	<b>0,78</b>	<b>0,08</b>

Tabela 17 – Comaparação entre os resultados simulados e as medições efectuadas, por aplicação da protecção da tiroide.

Por último, para o cristalino, obtiveram-se os seguintes resultados:

Orifício	Dose (mGy)	Incerteza u
<b>0°</b>	37,74	1,57
<b>90°</b>	31,35	0,67
<b>180°</b>	19,21	0,43
<b>270°</b>	34,39	1,58
<b>Central</b>	23,26	0,39

Tabela 18 – Resultados computacionais utilizando a protecção de bismuto para o cristalino.

Orifício	Cristalino (C) mGy	Incerteza (%)	Cristalino (S) mGy	Incerteza estatística (%)	RAZÃO (S/C)	Incerteza
0°	27,86	1,50	37,74	1,57	1,35	0,09
90°	36,19	1,50	31,35	0,67	0,87	0,04
180°	34,54	1,87	19,21	0,43	0,56	0,03
270°	36,63	1,98	34,39	1,58	0,94	0,07
centro	33,42	1,80	23,26	0,39	0,70	0,04
<b>CTDI, ponderado</b>	<b>33,68</b>	<b>1,74</b>	<b>28,2</b>	<b>0,93</b>	<b>0,84</b>	<b>0,05</b>

Tabela 19 – Comparação entre os resultados simulados e as medições efectuadas, com por aplicação da protecção da cristalino.

Analisando, as tabelas 15, 17 e 19, verifica-se que a diferença do valor de dose para o orifício dos 180°, pode ser explicada pela existência da mesa que interfere directamente com o feixe quando se encontra na proximidade da câmara de ionização naquela posição. Esta constatação não invalida o factor de ponderação adoptado (Secção 6.1), uma vez que para os restantes orifícios nos resultados obtidos, existe uma boa concordância entre os valores simulados e os medidos. Porém, a diferença realça o facto de haver um *bug* no código para este orifício em todas as situações acima apresentadas. Já para o orifício de 0° recorrendo à protecção do cristalino verifica-se a mesma ocorrência. Para além do possível bug no programa, não detectado, pode inferir-se que o factor de ponderação é apenas uma aproximação e contribui significativamente para o erro calculado.

No gráfico que se segue, observam-se as razões entre os valores simulados e os medidos para as situações em que se usam as proteções de bismuto e quando não se recorre a esta.

Analisando o CTDI ponderado, que se calculou usando a equação 35, simulado e medido, nas tabelas 15, 17 e 19, pode inferir-se que os valores não são estatisticamente diferentes, dados que o desvio relativamente à unidade, expresso em termos de desvio padrão não excede  $3\sigma$ .

Conseguindo-se para as três situações (com as proteções de bismuto da tiroide e do cristalino e sem esta) uma diferença inferior a 5%, como pretendido.

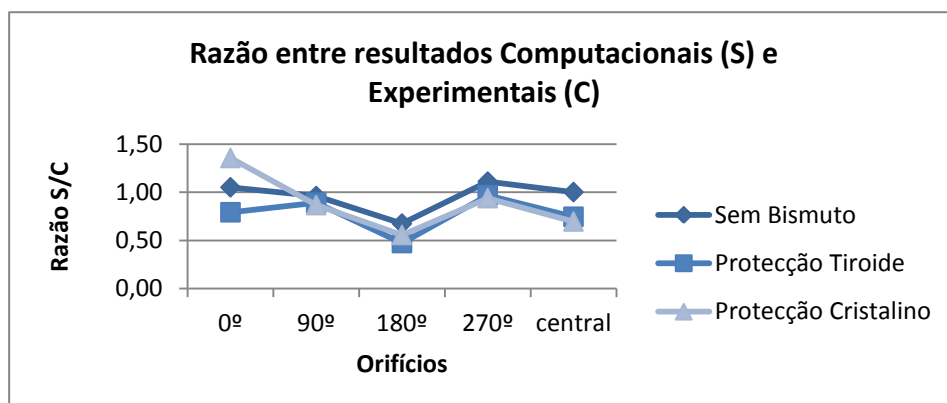


Figura 40- Comparação entre os resultados computacionais e experimentais, para as três situações consideradas.

Obteve-se assim a redução de dose mediante a aplicação das protecções de bismuto, nas medidas computacionais, demonstrada pela figura que se segue:

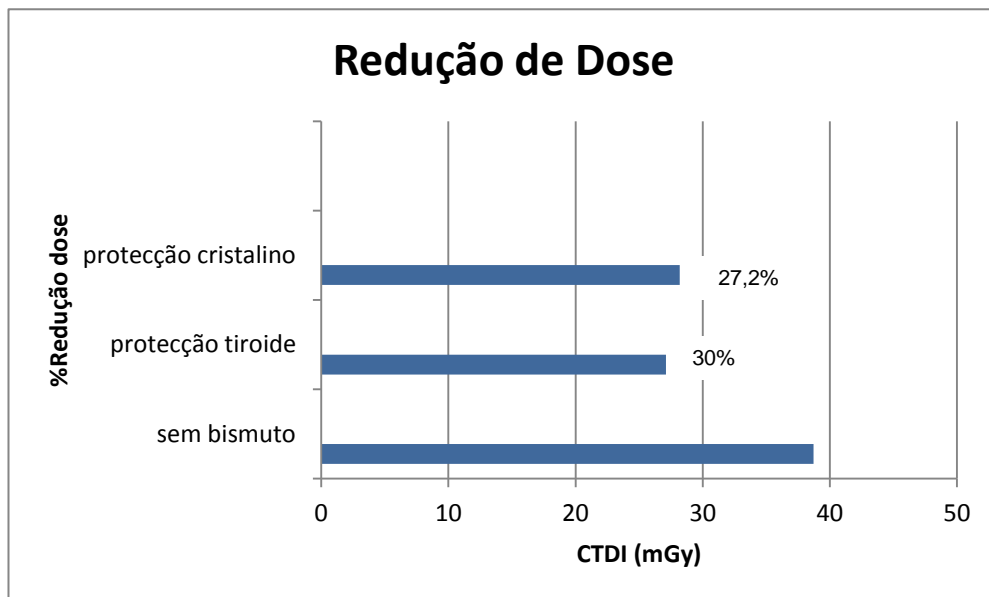


Figura 41 – Redução de dose obtida nas simulações de Monte Carlo, por aplicação das protecções de Bismuto.

### 6.3 Incertezas associadas

Nesta secção pretende-se descrever as fontes de incertezas ao longo do trabalho de modelação e simulação, que envolveu inúmeras iterações da geometria do tomógrafo.

Uma das principais fontes de incerteza neste trabalho diz respeito desconhecimento total de todo o sistema de filtração. A geometria e posição do filtro bowtie são desconhecidas e não são fornecidas pelo fabricante. Este filtro influencia decerto os resultados obtidos, pois contribui para a melhoria da qualidade de imagem num exame de tomografia computadorizada, através da modelação da fluência, da redução da radiação dispersa e consequentemente da dose no paciente, resultando numa melhoria global na precisão dos números CT, uniformidade de imagem e detectabilidade de baixo contraste.

Outra fonte de incerteza relaciona-se com o desconhecimento da geometria do sistema de colimação. Dada a sua complexidade, optou-se por simplificar este elemento à geometria descrita no capítulo 5, secção 5.2 e assumiu-se uma posição a 15cm do ponto focal, de forma a modelar o feixe útil de radiação X

Verifica-se ainda, que distribuição espacial e em energia feixe de raios X, também não é fornecido pelo fabricante. Assumiu-se assim o feixe referido na bibliografia, referência [58]. A

distribuição utilizada para a fluência em energia diz respeito a um feixe filtrado com 2,5 mm de alumínio, com os picos de energia característicos da radiação X; este foi confirmado pelo programa de simulação de feixes de radiação –X *IPEM report 78*.

As incertezas associadas aos resultados obtidos em Monte Carlo são de dois tipos principais:

- Incertezas estatísticas, fornecidas pelo programa, e que se relacionam com o número de partículas utilizadas para inferir e calcular os resultados
- O desconhecimento relativamente às geometrias, posições e materiais das estruturas implementadas que se traduzem por incertezas sistemáticas que afectam os resultados computacionais obtidos

## 7. CONCLUSÕES

---

A Tomografia Computorizada (TC) é actualmente um dos principais métodos de diagnóstico médico. O seu aumento na prática clínica, é o principal responsável pelo significativo aumento de dose efectiva colectiva e da exposição dos pacientes e dos profissionais envolvidos às radiações ionizantes de origem artificial. Então, é extremamente importante quantificar a dose a que os pacientes, profissionais estão expostos nos exames de TC. As protecções de Bismuto utilizadas neste projecto de mestrado, demonstram que é possível reduzir a dose no paciente, porém há que melhorar e otimizar a sua utilização para uso posterior, na prática clínica.

A disseminação desta tecnologia, nomeadamente no âmbito pediátrico, associada à incerteza do conhecimento científico relativamente aos efeitos biológicos das baixas doses de radiação ionizante e da quantificação do risco, suscitam inúmeras questões e preocupações sa nível internacional.

A aplicação das radiações ionizantes em diversos sectores, implica a necessidade de modelar e simular o comportamento de equipamentos, infraestruturas, etc., que consiste na caracterização dosimétrica para melhor caracterizar e justificar as práticas radiológicas e otimizar a protecção radiológica, limitando as doses. As simulações utilizando Métodos de Monte Carlo, são uma ferramenta crucial neste sentido, sendo que a validação dos resultados computacionais deve ser efectuada recorrendo a medições utilizando equipamentos de detecção de radiação e fantoma apropriados.

Neste projecto, foram realizadas simulações por métodos de Monte Carlo utilizando o programa PENELOPE, representativo do estado de arte do transporte da radiação em Física das Radiações, para modelar e descrever o tomógrafo GE *BrightSpeed* (PER50318).

Afim de modelar e simular, de forma precisa o equipamento é de extrema importância descrever:

- a geometria e materiais constituintes dos componentes dos sistemas de filtração e colimação e suas distâncias;
- a distribuição de energias e a intensidade do feixe;
- as dimensões do feixe na gantry;
- as dimensões da câmara de ionização;
- o movimento de rotação da ampola durante o funcionamento do tomógrafo;

Este trabalho constituiu de dois objectos primordiais, validação da modelização e simulação do tomógrafo e averiguar a redução de dose mediante a aplicação de protecções de bismuto na tiroide e no cristalino no fantoma; comparando com as medições efectuadas em meio hospitalar para o fantoma craniano.

De modo a comparar e inferir da concordância destes resultados é necessário contabilizar as fontes de incerteza associadas às medições efectuadas em meio hospitalar, que se prendem com o correcto alinhamento do fantoma, colocação da câmara de ionização nos 5 orifícios e centragem correcta das protecções de bismuto em cima do fantoma. Há que considerar ainda as incertezas associadas e introduzidas na modelação e simulação do tomógrafo.

Salienta-se que a implementação computacional foi extremamente difícil, devido ao desconhecimento total dos parâmetros geométricos, características do feixe de radiação (não foram fornecidos pelo fabricante).

O feixe implementado já estava filtrado para baixas frequências, logo incluía o *flat filter* de 2,5 mm de Alumínio [58]. Contudo uma fonte de incerteza a ter em atenção é toda a implementação do filtro bowtie, porque apenas se conhece a sua forma aproximada.

O colimador implementado foi dimensionado, sabendo as dimensões do campo no isocentro, por cálculos trigonométricos. Porém a sua forma sendo mais complexa, introduz claramente uma fonte de incerteza relevante.

Outro aspecto crítico da validação, consite na modelação e simulação do movimento contínuo de rotação do conjunto CFFC (conjunto ponto focal do feixe, filtros e colimador) ao longo da rotação da gantry. Não sendo este movimento, ainda possível em simulação por métodos de Monte Carlo, aproximou-se o movimento contínuo de rotação durante 1 s, como descrito no capítulo 6, secção 6.1. Ou seja, para cada posição da câmara de ionização efectuaram-se as simulações descritas nesta secção, o que requer um tempo de CPU considerável devido ao elevado número de simulações (num total de três conjuntos- sem bismuto e com as protecções da tiroide e do cristalino).

Apesar de todos os factores que condicionam este trabalho, demonstrou-se que é possível descrever e simular o sistema de TC utilizando métodos de monte Carlo, em PENELOPE, tendo-se obtido um bom acordo entre os dados computacionais e as medições efectuadas tanto nos resultados decorrentes da não utilização de protecções de bismuto, como naqueles obtidos após a aplicação das protecções de bismuto no cristalino e na tiroide.

Como trabalho futuro, sugiro que se efectue o estudo implementando-o em fantoma de voxel, de modo a estudar com mais rigor as doses nos órgãos em questão. Outra linha de investigação passará por introduzir uma pequena camada de espuma abaixo das protecções de bismuto e verificar, se como encontrado em alguns artigos, a redução de dose é superior e a qualidade de imagem melhorada. Considero ainda, que sendo o foro pediátrico, aquele mais sensível às radiações ionizantes, seria interessante realizar o estudo em fantasmas pediátricos e assim enriquecer a bibliografia disponível que é tão escassa e inconclusiva nesta área.



## 8. BIBLIOGRAFIA

---

- [1] *Nacional Council on Radiation Protection and Measurement reports shows substancial medical exposure increase*. NCRP. 2009, Radiology, Vol. 253, pp. 293-296.
- [2] 97/43/EURATOM, Council Directive. *Journal Oficial das Comunidades Europeias, Medical Exposure Directive (MED) on the protection of persons undergoing medical exposures, document 397L0043*. 30 Junho de 1997.
- [3] <http://hps.org/publicinformation/ate/q8375.html>, acedido a 23 Janeiro 2013 [Online]
- [4] ICRP, International Commission on Radiological protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Exposure*. publication 103, 2007
- [5] <http://www.ehs.washington.edu/manuals/rsmanual/7alara.pdf>, acedido a 23 Janeiro 2012 [Online]
- [6] *Scan Quality and Entrance Skin Dose in Thoracic CT: A Comparasion between Bismuth Breat Shield and Posteriorly Centered Partial CT Scans*. Rafel Tappouni and Bradley Mathers: Hindawi Publishing Corporation. Volume 2013
- [7] *The use of breast shielding for dose reduction in pediatric CT: arguments against the proposition*. Jacob Geleijns, Jia Wang, Cynthia McCollough: 2010, *Pediatr Radiol*, Vol. 40, pp. 1744-1747
- [8] *Bismuth Shielding in CT: support for use in children*. Sangroh Kim, Donald P. Frush, T. Yoshizumi: 2010, *Pediatr Radiol*, Vol. 20, pp. 1739-1743
- [9] *Eye-lens bismuth shielding in paediatric head CT: artifact evaluation and reduction*. Maria Raissaki, Kostas Perisinakis, John Damilakis, et al. : 2010, *Pediatr Radiol*, Vol.40, pp. 1748-1754
- [10] Cierniak Robert. *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engenieering*. [ed.] Springer – Verlag London Limited 2011
- [11] *The breast: in plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT- shielding with bismuth radioprotective garments*. Hopper KD, King SH, Lobell ME, et al. : 1997, *Radiology*, Vol. 205(3), pp. 853-8
- [12] *Radioprotection to Eye During CT Scanning*. Hopper KD, King SH, et al: June/July 2001, *AJNR*, Vol.22, pp. 1194-1198
- [13] *Orbital, Thyroid, and Breat Superficial Radiation Shielding for Patients Undergoing Diagnostic CT*. Hopper KD: 2002; *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*; Vol.23 No5, pp. 423-427
- [14] *Efficacy of breat shielding during CT of head*. Z. Brnié, B. Veklé, A. Hebrang, et al. :2003, *Eur Radiol*, Vol.13, pp. 2436-2440
- [15] *Radiation Dose Reduction to Breast and Thyroid During MDCT: Effectiveness of an In-Plane Bismuth Shield*. Hohl C., Wildberger JE, Súb C., et al.: 2006, *Acta Radiol*, Vol.47, pp. 562-567
- [16] *Dose reduction in multislice CT by means of bismuth shield: results of in vivo measurements and computed evaluation*. P. Catuzzo, S. Aimonetto, G. Fanelli, et al. : 2010, *Radiol med*, Volume 115, pp. 152-169
- [17] *Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: Comparison of bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and use of globally decreased tube current*. Jia Wang, Xinhui Duan, Jodie A. Christner, et al.: November 2011, *Med. Phys.*, Vol.38 No 11
- [18] *Bismuth Shielding, Organ-based Tube Current Modulation, and Global Reduction Tube Current for Dose Reduction to the Eye at Head CT*. Jia Wang, Xinhui Duan, Jodie A. Christner, et al.: January 2012, *Radiology*, Vol. 262 No 1
- [19] Alpen L. Edward , *Radiation Biophysics* [ed.] Academic Press, Second Edition
- [20] Turner E. James, *Atoms, Radiation, and Radiation Protection* [ed.] Wiley. VHC Verlag GmbH & Co. KGaA, Third Edition.
- [21] <http://radiationbiology-maurya.webs.com/Effect%20of%20radiation.jpg> [Online].
- [22] <http://images.search.conduit.com/ImagePreview/?q=anatomia%20tiroide&ctid=CT3242335&searchsource=49&start=0&pos=1> [Online]
- [23] <http://images.search.conduit.com/ImagePreview/?q=anatomia%20do%20olho&ctid=CT3242335&searchsource=49&start=0&pos=12> [Online]
- [24] <http://www.cirurgiaendocrina.com.br/imagens/tiroides.gif> [Online]
- [25] <http://profs.ccems.pt/PaulaFrota/images/olho.jpg> [Online]
- [26] *Data correction for gantry- tilted local CT*. Liang, Hongzhu, et al. Shangai: Engineering in medicina and biology 27 th annual conference, September de 2005.
- [27] *Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do Commercially available shields meet the users needs?* McLaughlin, DJ. E Mooner, R. B. UK: s.n, 2004, *Clinical Radiology*, Vol. 59, pp. 446-450
- [28] ICRP, International Commission on Radiological protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. Annals of ICRP. S.1. : publication 60, 1990
- [29] Lima, João J. P. *Técnicas de Diagnóstico com Raios X- Aspetos Físicos e Biofísicos*. [ed.] Imprensa da Universidade de Coimbra. Coimbra 2009

- [30] Principles of CT and CT Technology. Goldman, Lee W. Hastford: Society of Nuclear Medicine Inc, 2997, J Nucl Med Technol, Vol 35, pp.115-128
- [31] *Computed tomography in clinical practice*. Garvey, Conall J e Hanlon Rebecca. Liverpool: May 2002, British Medical Journal, Vol. 324, pp. 1077-80
- [32] Bushner, Jenold, et al. *The essential physics of medical imaging*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002
- [33] *State of art: technologies for computed tomography dose reduction*. Martin L., D. Gunn. Et al. : 2010, Emerg Radiol, Vol.17, pp. 209-218
- [34] *Computed Tomography- An Increasing Source of Radiation Exposure*. Brenner, David J. e Hall, Eric J. November 2007, The New England Journal of Medicine, Vol. 357, pp. 2277-84
- [35] AAPM, American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. s.1.: College Park, January 2008, Vol. Report no.96
- [36] <https://encrypted-tbn2.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcT7UG-GAgNpnFAA6bEUzy0m4yH-Goiezh-W3thMRbqvPcc-CEKC>
- [37] [http://www.rb.org.br/detalhe\\_artigo.asp?id=970](http://www.rb.org.br/detalhe_artigo.asp?id=970), [Online]
- [38] <http://www.rb.org.br/imagens/v43n4a08fig01.jpg>, [Online]
- [39] [http://www.kosc.fr/images/GE\\_light\\_speed.jpg](http://www.kosc.fr/images/GE_light_speed.jpg), [Online]
- [40] AAPM, American Association of Physicists in Medicine. Comprehensive Methodology for Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography: College Park, February 2010, Vol. Report no.111
- [41] [http://www.kiranxray.com/rxs\\_type\\_of\\_shields.asp](http://www.kiranxray.com/rxs_type_of_shields.asp), [Online]
- [42] <http://www.medimagingsales.com/medical-imaging-equipment/ct/ge/ge-brightspeed-elite-16-slice-ct>
- [43] Schauer, D. A., & Linton, O. W. (2009). National Council on Radiation, 253(2), 293–296.
- [44] Schauer, D. A. (n.d.). Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States Key Dates in NCRP 's History.
- [45] So, J. C. (2008). Radiation Dose Descriptors : BERT, COD, DAP, and Other, 1439–1451.
- [46] <http://radiologiavirtualhju.blogspot.pt/p/tomografia-espiral-multicorte.html> [Online]
- [47] SEELEY, Rod; STEPHENS,Trent; TATE, Philip, Anatomia & Fisiologia. 8ª Ed. (2011). Lisboa: Editora Lusociência
- [48] Mattos, M., Ramos, O., & Tauhata, L. (n.d.). Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante.
- [49] Mahesh, M. (2009). NCRP Report Number 160 : Its Significance to TO PATIENTS FROM. JACR, 6(12), 890–892. doi:10.1016/j.jacr.2009.09.014
- [50] Imagiologia Aula 02 (T), Mário Forjaz Secca (2012)
- [51] <http://www.iaea.org> [Online]
- [52] Publication, I., & Publication, I. (n.d.). Annals of the ICRP PRO
- [53] Silva, J. C. (2005). Manual de elaboração de relatórios e tratamento de resultados experimentais.
- [54] <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/> [Online]
- [55] Yoriyaz, H. (2009). Método de Monte Carlo : princípios e aplicações em Física Médica Monte Carlo Method : principles and applications in Medical Physics, 3(1), 141–149.
- [56] Proceedings, W. (2009). for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, (July 2008).
- [57] R&R Aula 07,Adeliade Jesus, (2011-2012)
- [58] Gu, J., et al. The development, validation and application of a multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations. UK: IOP Publishinh, 2012
- [59] Ding, G. X., Duggan, D. M., & Coffey, C. W. (2007). Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy. *Physics in medicine and biology*, 52(6), 1595–615. doi:10.1088/0031-9155/52/6/004
- [60] Soares A., *Avaliação da distribuição de dose no CTV-PTV através de imagem guiada em doentes com carcinoma da próstata*. Instituto Politécnico de Lisboa- Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, (2012).
- [61] Haber AH, Rothstein BE. Radiosensitivity and rate of cell division: "law of Bergonié and Tribondeau". (1969)
- [62] Figueira, C. (2010). Medição e cálculo , utilizando simulações Monte Carlo , das doses em exames de Tomografia Computorizada.
- [63] Diário da República, 1.ª série — N.º 176 — 10 de Setembro de 2009, pag. 6167-6191

## 9. ANEXOS

### A. Código Sem Protecções Bismuto, exemplo

Ficheiro .in (input)

```

1 TITLE Title of the job, up to 65 characters.
2 . (the dot prevents editors from removing trailing blanks)
3 >>>>>>> Source definition.
4 SKPAR 2 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
5 SPECTR 1e4,0 [E bin: lower-end and total probability] *
6 SPECTR 1.2e4,1.50012e-08
7 SPECTR 1.4e4,2.12113e-06
8 SPECTR 1.6e4,5.83269e-05
9 SPECTR 1.8e4,0.000472075
10 SPECTR 2e4,0.000243544
11 SPECTR 2.2e4,0.000869083
12 SPECTR 2.4e4,0.002431426
13 SPECTR 2.6e4,0.005049916
14 SPECTR 2.8e4,0.008939717
15 SPECTR 3e4,0.01347581
16 SPECTR 3.2e4,0.018060074
17 SPECTR 3.4e4,0.022568068
18 SPECTR 3.6e4,0.026473925
19 SPECTR 3.8e4,0.029785675
20 SPECTR 4e4,0.032575573
21 SPECTR 4.2e4,0.034329796
22 SPECTR 4.4e4,0.035999721
23 SPECTR 4.6e4,0.036730313
24 SPECTR 4.8e4,0.037324421
25 SPECTR 5e4,0.037051452
26 SPECTR 5.2e4,0.036553686
27 SPECTR 5.4e4,0.036096063
28 SPECTR 5.6e4,0.042149539
29 SPECTR 5.8e4,0.067118124
30 SPECTR 6e4,0.072577493
31 SPECTR 6.2e4,0.035425684
32 SPECTR 6.4e4,0.030130899
33 SPECTR 6.6e4,0.033314193
34 SPECTR 6.8e4,0.042310109
35 SPECTR 7e4,0.027581856
36 SPECTR 7.2e4,0.020721516
37 SPECTR 7.4e4,0.019155962
38 SPECTR 7.6e4,0.018513683
39 SPECTR 7.8e4,0.017433852
40 SPECTR 8e4,0.016382121
41 SPECTR 8.2e4,0.015378561
42 SPECTR 8.4e4,0.014547612
43 SPECTR 8.6e4,0.013523981
44 SPECTR 8.8e4,0.012801417
45 SPECTR 9e4,0.011713558
46 SPECTR 9.2e4,0.010738097
47 SPECTR 9.4e4,0.009706437
48 SPECTR 9.6e4,0.008887531
49 SPECTR 9.8e4,0.008156939
50 SPECTR 1e5,0.007313949
51 SPECTR 1.02e5,0.006543214
52 SPECTR 1.04e5,0.005607896
53 SPECTR 1.06e5,0.004813076
54 SPECTR 1.08e5,0.003948810
55 SPECTR 1.1e5,0.003132714
56 SPECTR 1.12e5,0.002356360
57 SPECTR 1.14e5,0.001639015
58 SPECTR 1.16e5,0.004813076
59 SPECTR 1.18e5,0.000357227
60 SPECTR 1.2e5,4.74483e-05
61 SPOSIT 0,54,0 [Coordinates of the source]
62 SCONE 90,270,27.5 [Conical beam; angles in deg]
63 .
64 >>>>>>> Material data and simulation parameters.
65 Up to MAXMAT materials; 2 lines for each material.

```

```

MFNAME ar.mat [Material file, up to 20 chars] &*
MSIMPA 1e4,1e3,1e7,0.1,0.1,5e3,1 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR] &*
MFNAME C-552.mat [Material file, up to 20 chars] &*
MSIMPA 1e4,1e3,1e7,0.1,0.1,5e3,1 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR] &*
MFNAME CarbonFiber.mat [Material file, up to 20 chars] &*
MSIMPA 1e4,1e3,1e7,0.1,0.1,5e3,1 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR] &*
MFNAME PMMA.mat [Material file, up to 20 chars] &*
MSIMPA 1e4,1e3,1e7,0.1,0.1,5e3,1 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR] &*
MFNAME Pb.mat [Material file, up to 20 chars] &*
MSIMPA 1e6,1e3,1e7,0.1,0.1,5e3,1 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR] &*
MFNAME Al.mat [Material file, up to 20 chars] &*
MSIMPA 1e4,1e3,1e7,0.1,0.1,5e3,1 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR] &*

.
>>>>>> Geometry and local simulation parameters.
GEOMFN TC.geo [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>> Dose distribution.
GRIDX 1,-1 [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY 1,-1 [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ 1,-1 [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 50,50,50 [Numbers of bins]
.
>>>>>> Job properties.
RESUME dump.dmp [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump.dmp [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 6 [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 1.7e9 [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]
.
END [Ends the reading of input data]
.

```

#### Ficheiro .geo (geometria)

```

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX
geometry
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 1) cilindro orificio 0°
INDICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
X-SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
Y-SHIFT=(+6.315000000000000E+00, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 2) plane z=7.5
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(+7.500000000000000E+00, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 3) plane z=-7.5
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(-7.500000000000000E+00, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
MODULE ( 1) body orificio 0°
MATERIAL( 4)
SURFACE ( 1), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 2), SIDE POINTER=(-1)
SURFACE ( 3), SIDE POINTER=(+1)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 4) cilindro orificio 90°
INDICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
X-SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
Y-SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
X-SHIFT=(+6.315000000000000E+00, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 5) plane z=7.5
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(+7.500000000000000E+00, 0)
0000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000000
SURFACE ( 6) plane z=-7.5
INDICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
Z-SHIFT=(-7.500000000000000E+00, 0)

```

[illegible]

```
JRFACE ( 16) cylinder orificio central
DICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
SHIFT=(+0.000000000000000E+00, 0)
*****
JRFACE ( 17) plane z=7.5
DICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
SHIFT=(+7.500000000000000E+00, 0)
*****
JRFACE ( 18) plane z=-7.5
DICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
SHIFT=(-7.500000000000000E+00, 0)
*****
MODULE ( 6) box orificio + camara centro
MATERIAL( 4)
JRFACE ( 16), SIDE POINTER=(-1)
JRFACE ( 17), SIDE POINTER=(-1)
JRFACE ( 18), SIDE POINTER=(+1)
DDY ( 3)
DDY ( 4)
DDY ( 5)
*****
SHIFT=(+0.000000000000000E+00, 0) (DEFAULT=0.0)
*****
JRFACE ( 19) cylinder orificio 180°
DICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
SHIFT=(-6.315000000000000E+00, 0)
*****
JRFACE ( 20) plane z=7.5
DICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
SHIFT=(+7.500000000000000E+00, 0)
*****
JRFACE ( 21) plane z=-7.5
DICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
SHIFT=(-7.500000000000000E+00, 0)
*****
MODULE ( 7) body orificio 180°
MATERIAL( 4)
JRFACE ( 19), SIDE POINTER=(-1)
JRFACE ( 20), SIDE POINTER=(-1)
JRFACE ( 21), SIDE POINTER=(+1)
*****
JRFACE ( 22) cylinder orificio 270°
DICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
SCALE=(+0.685000000000000E+00, 0)
SHIFT=(-6.315000000000000E+00, 0)
*****
JRFACE ( 23) plane z=7.5
DICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
SHIFT=(+7.500000000000000E+00, 0)
*****
JRFACE ( 24) plane z=-7.5
DICES=( 0, 0, 0, 1, 0)
SHIFT=(-7.500000000000000E+00, 0)
*****
MODULE ( 8) body orificio 270°
MATERIAL( 4)
JRFACE ( 22), SIDE POINTER=(-1)
JRFACE ( 23), SIDE POINTER=(-1)
JRFACE ( 24), SIDE POINTER=(+1)
*****
JRFACE ( 25) cylinder fantoma
DICES=( 1, 1, 0, 0,-1)
```

[illegible]

[illegible]



[illegible]

80

## B. Dados Resultantes do Ficheiro .in

### B.1 Sem Bismuto, exemplo, para um número de partículas de $1,7\text{E}+09$

Body 4, 270°	energia média [eV]	erro relativo
0°	2,28E+00	1,40E+00
20°	2,72E-01	1,10E-01
40°	3,29E-03	6,00E-03
60°	4,20E-02	2,30E-02
80°	1,35E+00	8,50E-01
100°	1,79E+00	1,10E-01
120°	1,67E+00	1,30E-01
140°	3,00E-03	2,50E-03
160°	6,51E-01	4,10E-02
180°	1,65E+00	1,20E-01
200°	1,99E+00	3,70E-01
220°	1,27E+00	8,70E-01
240°	1,64E+00	5,20E-01
260°	1,80E+00	1,00E-01
280°	2,43E-03	2,70E-03
300°	1,62E+00	9,70E-02
320°	1,57E-02	3,40E-02
340°	1,19E-02	1,10E-02
<b>TOTAL</b>	1,81E+01	

Body 4, 90°	energia média [eV]	erro relativo
0°	3,01E-01	4,20E-02
20°	4,94E-01	4,80E-02
40°	9,17E-03	4,90E-03
60°	1,61E+00	2,50E-01
80°	1,68E+00	5,10E-02
100°	2,79E-01	3,50E-02
120°	7,10E-02	1,60E-02
140°	1,21E-03	3,40E-03
160°	2,10E+00	2,30E-01
180°	2,10E+00	2,30E-01
200°	1,62E+00	1,40E-01
220°	6,68E-01	6,90E-02
240°	1,05E-03	9,30E-04
260°	1,39E+00	8,00E-02
280°	1,29E+00	1,90E-01
300°	5,05E-02	7,90E-03
320°	3,47E-03	1,78E,03
340°	1,96E+00	6,80E-01
<b>TOTAL</b>	1,56E+01	

Body 4, 0°	energia média [eV]	erro relativo
0°	7,49E-01	9,50E-02
20°	7,43E-01	7,90E-02
40°	8,85E-03	4,30E-03
60°	1,10E-01	2,90E-02
80°	1,95E+00	9,10E-02
100°	2,07E+00	3,20E-01
120°	1,08E-01	3,00E-02
140°	1,47E-03	3,30E-03
160°	2,06E+00	1,80E-01
180°	2,25E+00	2,80E-01
200°	2,11E+00	2,10E-01
220°	1,38E-03	1,40E-03
240°	2,06E-01	4,00E-02
260°	2,01E+00	3,70E-01
280°	1,98E+00	2,00E-01
300°	1,13E-01	3,50E-02
320°	1,09E-02	1,20E-02
340°	6,13E-01	4,30E-02
<b>TOTAL</b>	1,71E+01	

Body 4, 180°	energia média [eV]	erro relativo
0°	8,28E-02	7,40E-03
10°	1,37E-01	7,20E-02
20°	4,21E-03	1,90E-03
30°	3,95E-01	6,80E-02
40°	4,67E-01	3,80E-02
50°	5,65E-01	5,30E-02
60°	4,30E-01	4,30E-02
70°	2,20E-03	2,50E-03
80°	5,74E-01	6,00E-02
90°	3,78E-01	5,30E-02
100°	5,95E-01	4,60E-02
110°	5,20E-04	1,60E-03
120°	4,88E-01	7,40E-02
130°	5,68E-01	4,20E-02
140°	5,29E-01	4,20E-02
150°	3,50E-01	3,40E-02
160°	3,26E-03	1,70E-03
170°	5,84E-01	4,20E-02
180°	1,31E-01	2,70E-02
190°	1,24E-01	8,50E-02
200°	2,35E-03	3,10E-03
210°	5,90E-01	7,70E-02
220°	4,02E-01	2,50E-02
230°	6,87E-01	2,50E-01
240°	1,25E-03	1,40E-03
250°	4,56E-01	7,90E-02
260°	5,49E-01	8,80E-02
270°	2,27E-01	4,90E-01
280°	3,33E-01	6,60E-02
290°	1,98E-03	3,00E-03
300°	9,37E-03	1,50E-02
310°	3,76E-01	5,20E-02
320°	5,74E-01	5,20E-02
330°	6,07E-03	1,10E-02
340°	3,51E-01	4,00E-02
TOTAL	1,10E+01	

Body 4, centro	energia média [eV]	erro relativo
0°	1,14E-01	2,00E-02
10°	2,76E-01	2,60E-01
20°	8,85E-03	4,30E-03
30°	1,60E-01	1,30E-01
40°	1,35E+00	6,30E-02
50°	1,09E+00	1,10E+00
60°	1,58E-01	1,50E-02
70°	1,14E-01	2,00E-02
80°	1,17E+00	7,60E-02
90°	5,47E-01	6,10E-02
100°	1,16E+00	7,80E-02
110°	1,14E-01	2,00E-02
120°	1,91E-01	3,40E-02
130°	1,17E+00	2,00E-01
140°	1,07E+00	7,60E-02
150°	1,09E-01	2,70E-02
160°	1,09E-02	1,20E-02
170°	7,37E-01	8,50E-02
180°	1,85E-01	4,30E-02
190°	2,51E-02	1,10E-02
200°	3,79E-04	6,00E-04
210°	1,11E+00	4,70E-02
220°	5,51E-01	3,90E-02
230°	1,11E+00	6,30E-02
240°	4,05E-04	4,80E-04
250°	1,58E-01	1,80E-02
260°	1,11E+00	5,80E-02
270°	7,53E-01	8,60E-02
280°	1,07E-01	1,50E-02
290°	1,20E-03	1,70E-03
300°	2,50E-05	7,50E-05
310°	4,56E-01	7,90E-02
320°	7,46E-01	7,40E-02
330°	1,25E-03	1,80E-03
340°	1,06E-01	1,90E-02
TOTAL	1,60E+01	

**Nota:** Os dados referentes às proteções de bismuto são semelhantes.

Joana Isabel Serrão Simões

Dezembro 2013